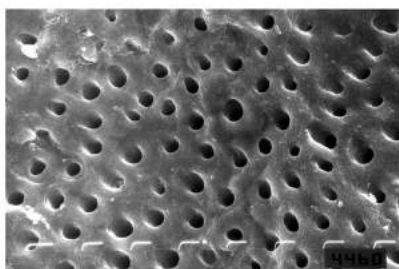
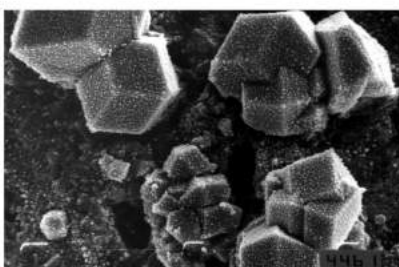




UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
Facultad de Odontología



tesis

Magister en Rehabilitación Oral

tema

Resistencia Adhesiva de Ionómero vítreo
fotopolimerizable y resina combinada a dentina
tratada con fluoruro diamínico de plata.

Marcelo de Barrio

año 2003

***UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA***

TESIS: MAGISTER EN REHABILITACION ORAL

***TEMA: RESISTENCIA ADHESIVA DE IONOMERO VITREO
FOTOPOLIMERIZABLE Y RESINA COMBINADA A DENTINA
TRATADA CON FLUORURO DIAMINICO DE PLATA***

DIRECTOR: Prof. Dr. Roberto Chaves



AUTOR: MARCELO de BARRIO

AÑO 2003

A mis padres, por guiarme y apoyarme siempre en la vida
A mi esposa, por su paciencia, comprensión y amor
A mi hija Nina, por alegrarme cada día.

AGRADECIMIENTOS

Muchas fueron las personas que desinteresadamente me apoyaron en la realización de este trabajo. Quisiera agradecerles por este medio:

Especialmente al Dr. Roberto Chaves, por permitirme formar parte de esta aventura, y apoyarme constantemente con su aliento a la capacitación profesional y humana, haciendo extensivo el mismo a todo el Cuerpo Docente del Magister, y a mis compañeros con los que pasé tres años disfrutando la experiencia de aprender.

A Alejandro Ribot y a Juan José Saruti, del instituto Lemit por permitirme el uso de las instalaciones, lupa binocular y microscopio de contraste de fase; como así también por el tiempo dedicado y los conocimientos impartidos, que facilitaron la tarea de interpretación de los resultados.

A Adrián Botana de la Cátedra de Materiales Dentales “B” de la Universidad de Buenos Aires, por la realización de las pruebas de ensayo de corte con la máquina Inströn, y sus consejos para la preparación de las probetas.

A Mónica Polo, por su inestimable ayuda con los datos estadísticos del trabajo y por sus consejos cargados de experiencia.

A Pablo Santoro, por su invalorable colaboración con los gráficos e ilustraciones.

A Marcelo Capilla y su grupo de colaboradores de la empresa 3M-Espe que me proveyeron desinteresadamente de los materiales para la elaboración de este trabajo.

A mis padres y padres políticos, quienes cuidaron a mi pequeña hija y permitieron que la investigación pudiera concluir a tiempo.

Por último, quiero agradecer especialmente a mi esposa Verónica, sin cuyo apoyo nunca hubiese podido realizar este trabajo; por sus largas horas de compañía, por su inmenso esfuerzo cuidando a nuestra hija, trabajando a la par mía, y por sobre todas las cosas por su comprensión y resignación.

No quiero dejar de nombrar a mi hija Nina, la que atentó en todo momento contra la realización de este trabajo, pero que sin saberlo, con su infinito amor, me dio las fuerzas para concluirlo. Espero que con los años valore este esfuerzo, y le pueda servir de ejemplo de vida.

El autor.

CONTENIDOS

I)	INTRODUCCION.....	pág 1
II)	PLANTEO DEL PROBLEMA.....	pág 14
a.	ANTECEDENTES.....	pág 14
b.	INDICACIONES DE LOS FABRICANTES.....	pág 18
III)	OBJETIVOS.....	pág 21
IV)	MARCO TEORICO.....	pág 22
a.	Dentina.....	pág 22
b.	Flúor.....	pág 31
c.	Ionómeros vítreos.....	pág 45
d.	Ionómeros modificados con resinas.....	pág 52
e.	Resinas combinadas.....	pág 61
f.	Polimerización.....	pág 69
g.	Permeabilidad dentinaria.....	pág 83
h.	Adhesión.....	pág 87
V)	RESULTADOS ESPERADOS.....	pág 104
VI)	DISEÑO METODOLOGICO.....	pág 105
VII)	PLAN EXPERIMENTAL.....	pág 106
VIII)	RESULTADOS.....	pág 118
IX)	DISCUSION.....	pág 133
X)	CONCLUSIONES.....	pág 140
XI)	RESUMEN.....	pág 141
XII)	SUMMARY.....	pág 142
XIII)	BIBLIOGRAFIA.....	pág 143

INTRODUCCION

Este trabajo nace, como una inquietud para solucionar una problemática creciente, la filtración marginal de las restauraciones, coronas y puentes, como así también la posibilidad de respetar tejido sano pero debilitado por la desmineralización, mediante la utilización de sustancias como el fluoruro diamínico de plata.

Al tratar de responder a dicha inquietud, encontré una gran dificultad: este material fue ampliamente estudiado con relación a su capacidad cariostática, pero como tiñe de negro las estructuras dentales, hace ya más de 30 años que no es tema de investigación. Los últimos trabajos aparecidos se basan en su capacidad de inactivación y sus efectos preventivos en Odontopediatría, pero nada se ha escrito sobre su influencia en la adhesión de los diferentes materiales a la estructura dentaria modificada por su utilización.

Precisamente uno de los temas que más ha avanzado durante estas últimas tres décadas son los materiales adhesivos, tanto en su composición, como en el tratamiento del sustrato dentinario.

Por lo tanto, a lo largo del mismo trataré de demostrar y hacer entender la influencia que puede producir la utilización de un compuesto a base de flúor y plata en la adhesión de los materiales estéticos más utilizados actualmente en la Operatoria Dental.

Gracias al avance de los materiales dentales estéticos y los nuevos sistemas adhesivos, se ha logrado preservar una mayor cantidad de tejido dentario no afectado por proceso carioso, que con las técnicas para amalgama debían ser sacrificados.

Teniendo en cuenta un criterio más preventivo aún, se pueden utilizar sustancias para remineralizar y estabilizar la estructura dentaria sana remanente, con la finalidad de preservarla libre de caries por un período más prolongado de tiempo.

El rol del flúor en la prevención de caries inicial es ya muy conocido por el odontólogo (Park y Kim, 1997). Una de estas sustancias, y la más específica para tal fin, es el fluoruro diamínico de plata, que precipita sobre la dentina y el esmalte en menor medida, coloreando la superficie y reforzándola notablemente al ataque ácido que producen las bacterias. Estos poseen un mecanismo anti – placa ampliamente demostrado, inhibiendo completamente el desarrollo del streptococo mutans, por intermedio del ion plata, aún utilizado en mínimas concentraciones (Suzuki et al, 1976) (Hosoya, 1985) (Klein V. et al, 1999) (Gotjamanos T. et al, 1998). Se pueden así superponer ambos materiales logrando reforzar la estructura dentaria y minimizando el tallado cavitario.

El fluoruro diamínico de plata es utilizado en tratamientos de piezas temporarias, en donde la respuesta pulpar observada tanto clínica como histológica fue aceptable. (Gotjamanos T., 1996). Por otro lado, es importante su acción en dentina cariada, ya que el ion plata posee una importante acción proteino – coagulante, antienzimática y bacteriostática, constituyendo un excelente cariostático, remineralizante y bactericida del tejido desorganizado (Suzuki y col. 1976).

En las últimas décadas, se produjo un incremento en la aparición de lesiones cervicales, y es en el área gingival donde las características de la dentina presentan la mayor dificultad para la adhesión (Erikson, 1992) (Erikson et al, 1994). Los cementos de ionómero vítreo son indicados como materiales restauradores para estos casos, por sus propiedades adhesivas a la estructura dental, el coeficiente de dilatación térmica similar a la misma, por su capacidad de resiliencia y liberación de flúor, siendo productos de gran futuro una vez mejorada la adhesión y la dureza (Varela Patiño et al, 1994) (Triana et al, 1994).

Los ionómeros vítreos muestran una elevada liberación de flúor inicial, que decrece con el correr del tiempo, mostrando bajos niveles en apenas tres semanas, con una cantidad equivalente a 0,5 ppm en un año. (Mc Comb, D. et al, 2002)

Después de la correcta colocación y pulido del cemento, se incrementará la liberación del fluoruro durante un período de 12 – 18 semanas, localizándose en la estructura dentaria. Tanto el esmalte como el cemento pueden absorber cantidades sustanciales de flúor, gracias al íntimo contacto molecular que facilita el intercambio. (Hattab F. N. et al, 1992)

Existe una extensa bibliografía que demuestra in vitro la elevada liberación de flúor con relación a la prevención de la desmineralización de las estructuras dentarias adyacentes. Sin embargo, existe una pequeña cantidad de información que evidencia este hecho clínicamente, y de ésta, la mayoría son estudios de prácticas individuales. (Mc Comb, D. et al, 2002). La mayor liberación de flúor ocurre durante la primera semana, siendo más elevada aún durante las primeras 24 horas, viéndose reducida considerablemente, pero con una liberación constante, durante los próximos 27 días.

Si bien los patrones de liberación se mantienen constantes, tanto en los ionómeros colocados directamente sobre dentina, como los que utilizaron adhesivos dentinarios como pretratamiento, la mayor acumulación de flúor fue hallada en los que no utilizaron adhesivos. (Mazaoui, S. A. et al, 2000)

Cuando el cemento está razonablemente fluido, existen muchos grupos -COOH libres que permiten mojar la superficie polar del diente, debido a su tendencia a formar uniones por puente de hidrógeno que unen a las moléculas del polímero al sustrato. Una vez que el sustrato ha sido mojado y el cemento fragua, aparecen fuerzas más elevadas, que reemplazan al puente de hidrógeno, de manera que es obtenida una buena adhesión entre estos cementos a base de ácido poliacrílico y una variedad de materiales.

La adhesión inicial se produce en virtud de las interacciones entre dipolos. Sin embargo, a medida que progresa el fraguado, los átomos de hidrógeno del poliácido son reemplazados por cationes del polvo liberador de iones o tal vez del sustrato, de manera que se forman fuertes uniones iónicas en reemplazo de las interacciones más débiles entre dipolos. (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982)

Características de esta secuencia son: primeramente, lograr un buen contacto; esto depende de la presencia de grupos -COOH libres, lo que implica que el cemento debe ser colocado sobre el sustrato enseguida de preparado. Luego, puede ser ventajoso realizar un tratamiento de la superficie que la limpie por completo, especialmente eliminando sustancias proteínicas. En tercer lugar, la adhesión al sustrato es fuertemente dependiente de la disponibilidad de cationes en la interfase, para promover la formación de uniones iónicas.

Por fortuna, el esmalte es particularmente apto en este sentido ya que los iones de calcio de la apatita brindan el puente iónico. La pequeña cantidad de apatita en la dentina significa que la unión a ella es más débil que la lograda al esmalte. Sin embargo, es posible alcanzar adhesión a la fase orgánica de la dentina por vía de los grupos amino -NH_2 y -COOH en ella existentes y de los cationes suministrados por el vidrio soluble en ácido. (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982)

En los últimos años, un nuevo ionómero vítreo ha sido desarrollado, que es una hibridización entre las tecnologías del ionómero y del composite. La liberación de flúor de los mismos ha comprobado la inhibición de caries in vitro con resultados similares a los ionómeros convencionales. Nuevamente los controles clínicos de esta situación son escasos para este tipo de material. (Mc Comb, D. et al, 2002) Los ionómeros vítreos fotopolimerizables mejoran las propiedades de fragilidad que presentan los ionómeros convencionales, aumentando levemente los niveles adhesivos. (Farah C. S. et al, 1998) (Pereira, P. N. et al, 2000).

Otra alternativa sería la utilización de resinas combinadas, cuyo principal problema clínico es la microfiltración marginal, que se produce entre la obturación y el tejido dentario. Asmussen y Munksgaard evidenciaron que el espacio creado entre ellos decrece con el aumento de la fuerza de adhesión (Riutord Sbert, P. et al, 1996). El uso de sistemas adhesivos con acondicionamiento ácido de la dentina, removiendo el barro dentinario, y formando, por medio de monómeros hidrofílicos, una zona híbrida de polímero y colágeno, con el consiguiente sellado de los conductillos dentinarios, trata de evitar, o al menos disminuir este inconveniente (Mota Pacheco et al, 1995) (Yoshiyama et al, 1996) (Leirskar J. Et al, 1998).

En el caso de los ionómeros vítreos, la filtración marginal no se debe a cambios dimensionales o falta de adaptación a las paredes cavitarias, sino a una menor adhesión, que sobre todo en dentina de poca calcificación se hace más evidente, razón por la cual es recomendable el pre - tratamiento de dicha superficie para optimizar los niveles adhesivos (Ferrer Luque et al 1995).

Aunque los valores adhesivos de los ionómeros son menores a los obtenidos con adhesivos dentinarios y composite en erosiones y abrasiones sin preparación cavitaria, fueron éstos los que obtuvieron mejores tasas de retención a largo plazo, por lo que se cree que los ionómeros no se ven tan afectados por la dentina esclerótica como los sistemas adhesivos (Mac Lean, J. W. et al, 1997) (Jost Brinkmann, P.G. et al, 1999); ya que dicha dentina actúa como una superficie relativamente ácido – resistente. (Yoshiyama, M. et al, 1996). Esta situación lleva a pensar que una dentina fuertemente mineralizada de manera artificial, también puede ayudar a una unión más resistente de los ionómeros vítreos, por lo que este trabajo intentará medir la resistencia adhesiva a dentina luego de tratarla con una solución fluorada con el agregado de plata. Pero también se ha reportado que la formación de los productos de reacción en la superficie dentaria, resultante de tratamientos con flúor, disminuirían la resistencia de la unión con la resina (Bogert y García Godoy, 1994/5), por lo que también se medirá si esta sustancia interfiere con los mecanismos adhesivos para las resinas compuestas.

Los ionómeros y las resinas reforzadas se utilizan cada día más por diversos usos, como la cementación de estructuras coladas o prefabricadas, que son tratadas con técnicas de arenado o grabado electrolítico, no constituyendo problema alguno la adhesión a este sustrato, pero continuando el inconveniente con la estructura dentinaria (Aristizábal et al, 1996) (Donietz, S. et al, 1996) (Kerby, R.E. et al, 1997).

La adhesión del ionómero vítreo a la estructura dentaria es relativamente baja (3 a 5 MPa), por lo que es imperioso el pre – tratamiento de la dentina para mejorarla (Vargas, M. A. et al, 1995) (Tam, L. E. y Yim, D, 1997).

Para los ionómeros convencionales el uso de soluciones de ácido poliacrílico entre el 10 y el 25% constituye un procedimiento recomendable; estas soluciones se aplican con una torunda de algodón o con un pincel durante 30 segundos y luego se lava y se seca la preparación. La acción del ácido poliacrílico permitirá eliminar el barro dentinario, limpiar la preparación e impregnar los tejidos dentarios, lo que luego facilitará la adaptación y humectancia del cemento. En experiencias de laboratorio en las que se utilizaron estos pretratamientos se duplicaron los valores de resistencia adhesiva de los ionómeros convencionales estudiados. (Barrancos Mooney, J. 1999)

Los ionómeros fotopolimerizables también poseen adhesión específica, pero ésta sigue siendo pobre (Hallett, K. B. et al, 1993), y se puede mejorar con pretratamientos mediante sustancias específicamente formuladas, los primers. (Buchalla W. 1996) (Yoshida Y. et al, 2000). El objetivo de estos “primers” es permitir una mejor adaptación del ionómero, que como se recordará es de consistencia viscosa o espesa, al mismo tiempo que mejoran la adhesión del material porque tienen moléculas resinosas para el componente de resina del ionómero (un 20% aproximadamente) y moléculas poliacrílicas para el componente carboxílico (un 80% aproximadamente). Otros productos pueden insistir en el pretratamiento dentario con las soluciones de ácido poliacrílico tradicionales (10 a 25%) (Edelberg, M.1999).

La capacidad de adherirse a la fase mineral del esmalte o la dentina, se cree que puede ser debida a una unión irreversible de los iones de poliacrilato a la superficie de la hidroxiapatita (De la Macorra García J.C., 1995) (Iwami Y. Et al, 1998). Lo primero que sucede es una penetración del ionómero vítreo a través del barro dentinario y por el interior de los túbulos, por lo que existe una traba micromecánica con el sustrato, al igual que una delgada pero resistente capa de adsorción de polímero sobre la dentina, por lo que el intercambio de iones se produce en dicha interfase. Esto genera una mayor fuerza de adhesión de estos materiales en comparación con los ionómeros convencionales, pero igual sigue siendo muy inferior a la que se produce con los adhesivos dentinarios y el composite. (Swift, E.J. Jr. et al. 1995).

Sin embargo, las resinas combinadas necesitan una alta resistencia para una adecuada retención y adaptación marginal por la importante fuerza que ocurre durante su polimerización. (Swift, E.J. Jr. et. al 1995). Para lograrlo utilizan sistemas adhesivos, cuyas finalidades principales son: distribución del estrés del material restaurador, reducción en la interfase diente – restauración y aumento en la resistencia adhesiva. (Souza Costa, C. A et. al, 1997).

La aplicación de una solución ácida provoca la modificación o eliminación del barrillo dentinario y desmineraliza la capa externa de la dentina intertubular y también la entrada de los túbulos dentinarios. Asimismo aumenta la permeabilidad de la dentina, aspecto éste esencial si queremos que las resinas puedan penetrar profundamente dentro de la misma. El ácido elimina el componente inorgánico, pero la parte orgánica, el colágeno permanece. (Roig Cayón Miguel et al, 1997).

La difusión e impregnación de los monómeros dentro de la subsuperficie de la dentina pretratada y su polimerización, crean una capa de dentina reforzada con resina. Esta fusión entre la resina adhesiva y los componentes dentinarios a nivel molecular, le otorga la particularidad de ser ácido – resistente. (Nakabayashi Nobuo, 1992)

El adhesivo tiene por finalidad el logro de interacción química por un lado con los monómeros que impregnan la dentina y, por el otro, con el composite que se va a utilizar como material de restauración. Por ello, el adhesivo es un líquido que contiene moléculas del tipo BIS-GMA para interactuar con la matriz orgánica de los composites y otras hidrofílicas para combinarse con la similar existente en el “primer”. En otros casos, ciertos monómeros cumplen ambas funciones ya que tienen polos o grupos terminales hidrofílicos e hidrofóbicos. (Abate P. F.; Polack, M. A.; Macchi, R. L., 1982)

Otro problema radica en la naturaleza de la propia dentina, que está compuesta de dos sustancias diferentes, un elemento orgánico, el colágeno, y otro inorgánico, la hidroxiapatita, cada una de las cuales mantiene una tensión superficial crítica diferente que la separa de la otra. Además, el fluido dentinario convierte a la dentina en una sustancia bien hidratada que dificulta la adhesión de los composites, debido a su conocida propiedad hidrofóbica. (Tjang, A. H. L.; Tan, D. E., 1993) (Erikson, R. L., 1992) (Triolo, P. T. et al, 1995) (Lee, S. Y. y Lin, C. T., 1997) (Wieczkowski, G. Jr et al, 1992) (Uno, S. et al, 1992).

La dentina tiene un contenido orgánico más alto que el esmalte; el porcentaje de material orgánico es de casi 19 al 21% en peso; este material orgánico está formado por 18% de colágeno, 0,9% de ácido cítrico y 0,2% de proteína insoluble, mucopolisacáridos y líquidos, mientras que el contenido inorgánico es de aproximadamente el 75%, siendo el resto del peso total ocupado por agua. (Scott, J. H. Y Symons, 1980).

El colágeno encontrado en la dentina es similar al colágeno tipo I del hueso, con la presencia de aminoácidos (glicina, prolina, alanina e hidroxiprolina). La sustancia fundamental, está formada por mucopolisacáridos (ácido hialurónico, queratina, condroitina – 4 – sulfato) todas estas sustancias tienen asociados a ellas grupos amidas, carboxílicos y oxhidrilos. (Lee, S. Y., Lin, C. T., 1997), que como veremos más adelante desempeñan un factor importante en el desarrollo de la adhesión química de los materiales dentales a dicho tejido.

La adhesión más satisfactoria del composite a la dentina ha sido obtenida a través de una unión micromecánica entre la resina y las capas de superficie de dentina intertubular desmineralizadas y preparadas. Este complejo, conocido como capa híbrida, se consigue con máxima eficacia a través de la utilización de agentes acondicionadores ácidos para eliminar el barrillo dentinario y producir desmineralización de la superficie y exposición de la estructura dentinaria de colágeno. La aplicación de preparadores hidrofílicos de resina facilita la penetración subsiguiente de la resina adhesiva de baja viscosidad en los microespacios entre las fibrillas de colágeno y al interior de los túbulos dentinarios. La fotopolimerización de estos componentes de resina cohesiva estabiliza la hibridación de la superficie que se opone a las fuerzas de contracción producidas al polimerizar el grueso del composite restaurador (Walshaw, P.; Mc Comb, D., 1996)

Nakabayashi muestra en su investigación que la resistencia adhesiva del adhesivo al sustrato dentinario puede ser alterada por la difusión de los monómeros a través de la dentina desmineralizada después de la remoción del barro dentinario, y el rango de difusión del monómero está en función de la permeabilidad dentinaria y de su propia capacidad de difundir. Encuentra que el agregado de 3% de cloruro férrico a una solución del 10% de ácido cítrico estabiliza el colágeno durante la remoción de la apatita mineral, con lo cual preserva la integridad de las proteínas moleculares de la dentina y mantiene una configuración en las tres dimensiones del espacio. Al eliminar el cloruro férrico, la resistencia adhesiva se reduce de 15 – 18 MPa a tan solo 6 MPa, pero ésta fue mejorada nuevamente al agregar 2 – hidroxietilmetacrilato (HEMA) al sustrato dentinario. También confirmó que los monómeros no pueden difundir dentro de la dentina pretratada con ácidos puros como el fosfórico o el cítrico. (Nakabayashi Nobuo.1992)

La desnaturalización del colágeno y la disminución de péptidos, durante el proceso de remoción del barro dentinario con ácidos y el breve lapso del secado con aire, hicieron imposible la penetración del monómero por producirse un colapso de las fibras colágenas. La inclusión del HEMA, promovió la difusión de la resina en la dentina desmineralizada cuando fue eliminado el pretratamiento con la solución de cloruro férrico. Con la adición de la HEMA, la resistencia adhesiva se elevó de 6 MPa a 13 MPa. (Nakabayashi Nobuo.1992)

Sin embargo la desmineralización de la dentina provoca profundos cambios en la composición química y las propiedades físicas de la matriz que pueden influenciar la calidad de la adhesión a la dentina, su fuerza y tal vez su duración. (Pashley, D.H.; Carvalho, R. M., 1998)

Del mismo modo, un barro dentinario intacto, puede influir negativamente en la adhesión a dentina, pero hay que tener en cuenta que la remoción del barro causa un drástico incremento en la permeabilidad superficial.

El aumento de fluidos dentinarios en la superficie, puede ser considerado como contaminante que disminuye la adhesión química, pero la eliminación total del barro permite una adhesión micromecánica. (Lee, S. Y.; Lin, C. T., 1997). Por otro lado, algunos autores, no observaron diferencias significativas en cuanto a los niveles adhesivos, entre los sistemas que graban la dentina y aquellos que no la acondicionan, por lo que el tratamiento ácido de la misma no es necesariamente indispensable para lograr valores elevados de adhesión de resinas compuestas a dentina; pero representa un paso clínico conveniente para preparar simultáneamente la superficie del esmalte. (Abate, P. F. et al, 1996) (Uno, S. et al, 1992) (Price, R. B. et al, 2000).

Los acondicionadores son, en todos los casos, sustancias de reacción ácida que pueden venir presentadas como ácidos independientes (ácido fosfórico, maleico, etc.), o bien combinadas con los principios activos de los denominados imprimadores o primers. (Abate, P. F.; Polack, M. A. y Macchi, R. L. 1998)

El interbloqueo del agente adhesivo con la red de colágeno de la dentina intertubular, y no la formación de lengüetas dentro de los túbulos, ha sido considerado como el principal sustrato que proporciona altas resistencias de la unión a la dentina. Actualmente se admite de forma generalizada que pueden obtenerse mejores resistencias de la unión en las áreas en las que la dentina intertubular es máxima como, por ejemplo, la dentina externa. (Mc. Lean, John W., 1996)

La contracción de polimerización inherente al composite conduce a la formación, en ocasiones, de espacios de despegamiento o gaps, con la consiguiente aparición de filtración marginal, la que causa recidivas de caries, sensibilidad post – operatoria, y finalmente, patología pulpar. (García Barbero, A. E. et al, 1994) (Munro, G. A. et al, 1996) (Brackett, W.W. et al, 1996).

Se ha comprobado que la técnica incremental de aplicación del composite cierra los espacios de contracción pero no los elimina del todo. (Tjang A.H.L. y Tan D.E.1993).

La interfase entre dentina y composite soporta el desarrollo de estrés inicial durante la polimerización, y posteriormente durante la función clínica. La formación de una interfase dentina – resina que resista la microfiltración o fractura, es un paso fundamental para los procedimientos de la Operatoria dental. Ha sido sugerido que esta unión debe ser razonablemente flexible, para acompañar la contracción de polimerización, sin inducir un estrés excesivo, y minimizar la concentración de estrés en la capa adhesiva durante la función. Para ello se recomienda el uso de una capa adhesiva relativamente gruesa o de partículas de baja viscosidad, con el propósito de generar una zona más amplia, que permita la deformación elástica entre la dentina rígida y la resina más flexible, permitiendo el beneficio de la absorción de energía en dicha zona. (Tam, L. E.; Pilliar, R.M.2000)

Generalmente en los trabajos de investigación se limita la localización de la superficie adhesiva al centro de la cara oclusal o vestibular de la mitad de la corona en dentina sana, con una superficie de 3 a 4 mm de diámetro, utilizando algún tipo de matriz. Los tests realizados de esta manera sirven cuando la resistencia adhesiva entre la resina y la dentina es relativamente baja, entre 10 y 15 MPa. Sin embargo, las técnicas adhesivas y los materiales van mejorando de modo que la resistencia adhesiva aumenta y se produce la falla cohesiva en la dentina, es decir, la dentina se rompe, quedando la interfase resina – dentina intacta. La frecuencia de estas fallas cohesivas de la dentina puede ser superior al 80% cuando la resistencia adhesiva supera los 25 MPa. (Pashley, David et al.1999).

Los sistemas adhesivos por formación de capa híbrida basan su resistencia adhesiva en trabas micromecánicas, ya que la presencia del barro dentinario es negativa para que el monómero penetre e interdigite con la dentina intertubular. (Lee, S. Y. y Lin, C. T., 1997). Es bien conocido que el beneficio de utilizar una técnica adhesiva húmeda es derivado de la capacidad del agua de mantener abierta la trama friable de dentina desmineralizada para la infiltración del primer. El objetivo principal del agua es llenar con todas sus moléculas los espacios interfibrilares de las dentinas intertubular y peritubular hasta ser completamente desplazadas y reemplazadas por la penetración del primer resinoso para permitir una óptima hibridización y sellado tubular (Tay F. R. Et al.1996). La presencia de humedad entre las fibras de colágeno es crucial para favorecer la penetración del primer hidrofílico, para lograr una óptima hibridización, y producir el sellado hermético de los conductillos. (Tay, F. R. et al 1996)(Vargas, M. A. et al, 1994).

Muchos fabricantes han desarrollado sistemas que no requieren la remoción del barro dentinario, utilizando adhesivos acídicos con HEMA, con valores de alrededor de 20 MPa de adhesión, presumiblemente por disolución parcial de la fase mineral de partículas de barro dentinario, y simultánea penetración por parte del HEMA en dicha zona disuelta. Esto facilita la subsecuente penetración de resinas adhesivas que pueden copolimerizar con la HEMA. Este sistema preserva los smear plugs dentro de los túbulos con una pequeña formación de tags de resina, por lo que la adhesión se produce cerca de la base de la capa de barro dentinario, quien aparentemente tiene una alta resistencia cohesiva, con relación a la porción superior de dicha capa. La profundidad de la desmineralización excede la profundidad de la penetración de la resina. La parte más profunda de la dentina desmineralizada puede contener espacios nanométricos que permiten la penetración de sustancias hacia la pulpa o la dentina profunda, en casos de desadaptaciones marginales de la restauración. (Yoshiyama, M. et al, 1996)

Por todo lo visto podemos decir que el éxito de la adhesión dentinaria con adhesivos depende de la morfología de la dentina, pudiendo surgir problemas en áreas carentes de un alto porcentaje de dentina intertubular. (Mc Lean, J. W., 1997). Sumado a este factor hay que tener en cuenta que existen otros problemas que pueden llevar al fracaso una restauración adhesiva, y generar un posible daño pulpar, como el calor excesivo durante la preparación cavitaria, presencia de infección bacteriana, fuerzas de oclusión, desecación de la dentina, mal manejo de los materiales, entre tantos otros. El calor, como veremos puede generar serios inconvenientes en la capa adhesiva, fruto de una desnaturalización de las proteínas del colágeno por un instrumento rotatorio en mal estado, una refrigeración acuosa deficiente o una unidad de fotoactivación que trabaje fuera de la longitud de onda correcta. (Leinfelder, K. 1994)

En estudios realizados para probar diferentes sistemas adhesivos, bajo situaciones de refrigeración y en ausencia de ella, se llegó a la conclusión que los mejores niveles adhesivos se encontraban cuando la pieza dentaria fue tallada bajo abundante refrigeración, siendo algunos sistemas más sensibles que otros, pero todos fueron afectados en alguna medida. (Hagge MS, et al. 1999)

Una alta resistencia adhesiva y un completo sellado marginal de la interfase adhesiva dentina – resina, son situaciones requeridas para el éxito clínico de las restauraciones. (Guzmán Armstrong, S. et al.2003).

Sin embargo hay que tener en cuenta que la longevidad de una restauración adherida es imposible de predecir debido a una amplia gama de factores. No obstante, los ensayos de resistencia de la unión adhesiva permiten estimar el comportamiento de los distintos sistemas de enlace existentes. (Abate, Pablo F. Et al.2000)

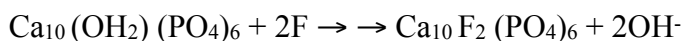
Clínicamente los efectos de la disminución en la resistencia adhesiva de los sistemas de adhesión y su influencia en la longevidad de las restauraciones son inciertos. Si bien la resistencia adhesiva a dentina o esmalte disminuye levemente con la humedad, lo que no genera un problema crítico, en áreas donde las fuerzas de flexión representan áreas de elevado stress, como en el área cervical, es posible que la capa adhesiva sea más fácilmente quebrada, disminuyendo la longevidad de la restauración (Hogan, L. C. and Burrow, M. F., 2001).

En boca la presencia de fluidos, como vimos disminuye la resistencia adhesiva con el correr del tiempo, debido a esto es que se busca por diferentes medios, lograr una unión más predecible, por lo que la utilización del fluoruro diamínico de plata, puede ser una variable interesante, ya que estabiliza la trama colágena y tal vez la humedad no interfiera tanto con la durabilidad de las restauraciones. Sobre todo si tenemos en cuenta que estos estudios se basan en condiciones normales, mientras que en la pieza dentaria se producen constantemente procesos de desmineralización y remineralización, que como veremos más adelante también afectan la durabilidad de la adhesión, de allí que la utilización de fluoruros, al modificar el sustrato dentinario, pueda cambiar en algo la situación adhesiva.

El tratamiento con flúor antes y después del grabado ha sido propuesto para fortalecer el esmalte al reducir su solubilidad. El flúor reacciona con el esmalte formando fluoruro de calcio, el cual actúa como agente de lenta liberación que ayuda a la remineralización del esmalte grabado haciéndolo más resistente a la disolución ácida. Sin embargo, la formación de los productos de la reacción en la superficie del esmalte, resultantes de los tratamientos con flúor, principalmente fluoruro de calcio, ha sido reportada como negativa, al disminuir la resistencia de unión a la resina (Bogert, T.R., García Godoy, F.1994/1995)

Mecanismos por los cuales el fluoruro reduce la caries:

- transformación de la hidroxiapatita en fluorhidroxiapatita



- inhibición de los sistemas enzimáticos bacterianos que convierten los azúcares en ácidos en la placa.
- inhibición del almacenaje de polisacáridos intracelulares
- en concentraciones altas, el fluoruro es tóxico para las bacterias
- reducción de la tendencia de la superficie del esmalte a adsorber proteínas: es posible que se deba a que el fluoruro reduce la energía superficial de los dientes y por lo mismo, su tendencia a adsorber proteínas)

(Silverstone, L.M. et al.1985)

Cuando es incorporado el ion flúor dentro de la estructura cristalina del esmalte, forma un compuesto altamente estable y no es removido hacia la solución salvo en condiciones ácidas extremas. (Chow, L. C. y Vogel, G. L., 2001)

En la actualidad no se considera a la Protección Dentino Pulpar como sinónimo de colocación de una base cavitaria. Se puede decir que hacer Protección Dentino Pulpar es evitar todos los factores iatrogénicos que injurien al complejo dentino pulpar, eliminar toda infección de origen bacteriano (caries, barro dentinario) y sellar apropiadamente la dentina para evitar su reinfección por medio de la filtración marginal y así permitir su reparación biológica. (Llamas, R. et al. 1991)

Las sustancias fluoradas se han utilizado clásicamente como desensibilizantes dentinarios. Se describe la presencia de cristales de fluoruro cálcico en el interior de los túbulos dentinarios tras la aplicación de fluoruro sódico al 2%(Leinfelder, K. 1994). Otros autores encuentran el mismo tipo de precipitado tras el tratamiento de la dentina con fluoruro estañoso al 0,2% Al analizar químicamente este precipitado encuentran cristales de fluoruro cálcico y fosfato estañoso los cuales son solubles en agua y álcalis durante las primeras 4 horas de su formación, volviéndose posteriormente estables en dichos medios (Ellingsen J.E 1986). El nitrato de plata también produce un precipitado cristalino en el interior de los túbulos dentinarios, disminuyendo la permeabilidad, pero tiene el inconveniente de teñir las estructuras dentarias de color negro (Leinfelder, K. 1994). El fluoruro diamínico de plata reduce la incidencia de caries dental y reduce la hipersensibilidad dentinaria. Sin embargo, también tiñe de negro los dientes por la precipitación de plata, por lo que se dificulta su utilización en dientes permanentes. (Murata H, Ishikawa K, Tenshin S, Horiuchi S, Nakanishi M, Asaoka K, Kawata T, Yamamoto TT. 1996)

El $F(NH_3)_2Ag$ conserva las propiedades preventivo – terapéuticas del flúor y de la plata, bien conocidas en Odontología, pero presenta además la ventaja que con su uso, se evita la fuga de iones fosfato y calcio (PO^{--} y Ca^{++}) del esmalte dental, hecho que ocurre, cuando se lo trata con fluoruros sin presencia de iones fosfato o sales de plata separadamente.

La aplicación de fluoruro diamínico de Ag aúna los efectos terapéuticos de los fluoruros y del nitrato de plata amoniacal en el tratamiento de caries, al lograr que en un mismo tratamiento se obtengan los efectos remineralizantes de los fluoruros y la formación de compuestos insolubles de proteína-Ag. Por otra parte, la acción conjunta de los iones flúor y plata presentes en la solución de fluoruro diamínico de Ag, evita la fuga de iones fosfato y calcio del diente.

La combinación del fluoruro diamínico de Ag con la dentina bovina aumentó los niveles de adhesión de los ionómeros vítreos fotopolimerizables. (Yamaga M, Koide T, Hieda T1993). Pero no se conocen aún estudios dentina humana.

El Saforide es un producto que contiene fluoruro diamínico de plata al 38%. Según su fabricante, esta sustancia reúne los siguientes factores terapéuticos:

3. *Remineralizante*: al reaccionar con la hidroxiapatita no se pierde el calcio ni el fosfato. Endurece y remineraliza la dentina reblandecida después de una preparación cavitaria.
4. *Cariostático*: inhibe el desarrollo de caries, la elimina totalmente, y posee acción residual. Efecto debido al ion plata.
5. *Bactericida*: inhibe el desarrollo de bacterias Streptococos mutans y lactobacilos. Reacciona con cualquier materia orgánica infectada.
6. *Antienzimático y proteíno-coagulante*: debido al ion plata.
7. *Desensibilizante*: debido a la alta concentración de fluoruro.

Estos efectos proporcionan un amplio marco de aplicaciones clínicas:

- En preparaciones cavitarias para prótesis, tallado de pilares antes del cementado.
- En la remoción de coronas o amalgamas con filtraciones.
- En caries incipientes o rampantes.
- En el tratamiento de caries en dientes temporarios en niños donde el factor estético no sea importante.
- En cavidades profundas en dientes vitales siempre que se lo diluya convenientemente.
- En conductos radiculares infectados diluyéndolo. Es efectivo hasta en concentraciones de 3,8%.
- En prevención de caries de fosas y fisuras.
- Como desensibilizante de superficies radiculares expuestas.

Es importante resaltar, que luego del tallado cavitario y previo a la inserción del material de restauración, se deberá utilizar alguna sustancia que desinfeste la dentina; éstas contienen antisépticos como el cloruro de benzalconio o la clorhexidina o algunas sustancias que disuelven al menos parcialmente el barro dentinario, como algún ácido débil o agente quelante. (Rev. Odont. Hoy marzo 1999) Pilo y colaboradores, realizando pretratamientos de desinfección de superficies dentinarias, con sustancias como el Tubulicid, Consepsis o aqua prep (Tubulicid: 2% de EDTAy 1% de cloruro de benzalconio, Consepsis: 2% de gluconato de clorhexidine y Aqua prep: solución acuosa al 35% de HEMA), previo a la utilización de una resina adhesiva, encontraron diferencias significativas en cuanto a los niveles adhesivos entre los distintos pretratamientos y el grupo control. (Pilo, R. Et al.2001)

Esta dentina desinfectada presenta, en la mayoría de los casos, una permeabilidad aumentada, por lo que debemos colocar alguna sustancia que disminuya esta permeabilidad. Debemos saber entonces, que cualquier material que coloquemos sobre la dentina expuesta, condiciona una disminución inmediata de la permeabilidad dentinaria en función de la efectividad de su sellado, es decir de la capacidad que tenga el material para conseguir con la dentina una interfase cerrada y hermética. También se va a producir una disminución de la permeabilidad debido a la respuesta pulpar, que fisiologicamente se produce ante cualquier agresión por obliteración de la luz tubular debido a la formación de dentina de reparación. (Castañeda Juan Carlos1999).

Hay dos escuelas de pensamiento respecto al uso clínico de los agentes adhesivos dentinarios y de los fondos y bases de ionómero de vidrio. Un grupo defiende el uso exclusivo de los adhesivos dentinarios fotopolimerizables para formar una capa híbrida en la superficie dentinaria, mientras que los defensores del ionómero de vidrio recomiendan, para las cavidades más profundas, la colocación de bases de ionómero de vidrio como sustituto dentinario a la que unen composite u otros materiales restauradores. (Mc. Lean, John W., 1996)

La eficacia del sellado cavitario de las bases de ionómero de vidrio ha tenido una larga historia de éxitos y ha sido confirmada en numerosos estudios clínicos. Además, como los ionómeros de vidrio liberan flúor, poseen ciertas propiedades cariostáticas. Siempre y cuando estos cementos se coloquen sobre una superficie dentinaria limpia, su resistencia a largo plazo a la microfiltración ha sido probada en períodos de más de 15 años. (Mc. Lean, John W., 1996)

Friedl observó diferencias considerables entre las fuerzas de unión del Vitremer (ionómero vítreo reforzado con resina), a la dentina superficial (9MPa) y a una resina compuesta (14.6 MPa) factor muy importante a tener en cuenta en la utilización de la técnica Sandwich. (Friedl, K. H. et al, 1995).

Mazaoui, Burrow y Tyas demostraron que la resistencia adhesiva de los ionómeros fotopolimerizables fue mejor cuando se utilizó un adhesivo dentinario, en comparación a su colocación directa sobre la dentina. Sin embargo, la falta de contacto entre el ionómero y la pared cavitaria, actúa como barrera, impidiendo el normal intercambio del ion flúor y otros iones, entre la estructura dentaria y el material. (Mazzaoui, S.A. et al.2000)

Aunque las mediciones de las resistencias de la unión revelan valores mucho más bajos en los ionómeros de vidrio que en los agentes de adhesión dentinaria usados con los composites, cuando estos dos materiales fueron usados por primera vez para la restauración de lesiones de erosión/abrasión sin preparación cavitaria, los ionómeros de vidrio obtuvieron tasas de retención a largo plazo mejores. Se cree que los ionómeros de vidrio no se ven tan afectados por la dentina esclerótica como los adhesivos dentinarios. (Mc. Lean, John W.1996)

La intensidad de la reacción esclerótica en la dentina humana es extremadamente variable, encontrándose lesiones con total hipermineralización de su superficie, lesiones con atrofia y mineralización del proceso odontoblástico, o tan sólo una disminución de la permeabilidad dentinaria sin alteraciones histológicas evidentes. Dado que en la esclerosis dentinaria los túbulos se encuentran obliterados por material precipitado, y el contenido mineral de la dentina peri e intertubular aumenta, se puede pensar que la adhesión sea sustancialmente diferente a la que se produce sobre dentina sana normal. (Alonso, J. M. et al, 1999).

Se reconoce que una variación normal considerable ocurre en la estructura y en la composición de la dentina, y consideraciones especiales son introducidas con relación a cambios fisiopatológicos, como por ejemplo ocurre en la hipermineralización de superficie que se encuentra en lesiones de erosiones o abrasiones. (Grippe, J.O. 1991)

- * La esclerosis dentinaria no constituye un proceso homogéneo, sino que pueden observarse zonas de obliteración total, en íntima relación con otras en las que la obliteración es parcial o inexistente.
- * Los precipitados intratubulares se encuentran constituidos mayoritariamente por fosfato cálcico.
- * La capa híbrida parece presentar idénticas características en ambos tipos de dentina, salvo por la ausencia de prolongaciones de resina adhesiva en el caso de la dentina esclerótica.
- * Las prolongaciones de resina adhesiva presentan una menor longitud y un aspecto más irregular en el caso de la dentina esclerótica.

(Alonso, J Martín et al.1999)

La permeabilidad de la dentina radicular es menor que la de la dentina coronaria, lo que puede disminuir la capacidad de penetración de la resina hidrofílica dentro de la estructura de la dentina radicular, resultando en menores valores de resistencia adhesiva de una cavidad clase V con relación a una cavidad de clase I o II, donde adherimos a la dentina coronaria.

En lesiones como abrasiones, abfracciones y erosiones cervicales se dificulta la adhesión con adhesivos que forman capa híbrida, ya que se produce una muy delgada capa híbrida en restauraciones sobre dentina esclerótica, lo que da la noción de que esas superficies son relativamente ácido – resistentes. Si bien la dentina cervical esclerótica puede ser considerada como un sustrato adhesivo inferior, ésta debe ser comparada con la dentina cervical normal, preparada a la misma profundidad, y no con la dentina coronal, ya que la dentina radicular ofrece pequeñas superficies para la adhesión, y una técnica adhesiva dificultosa. (Yoshiyama, M. Et al.1996)

Por todo lo dicho, influyen muchísimos factores en la adhesión de los ionómeros vítreos y las resinas combinadas a la compleja estructura dentinaria, cada uno de los cuales será desglosado en un capítulo en particular, para poder comprender dentro del marco de este trabajo si la utilización de un compuesto fluorado, con el agregado de plata, interfiere, y en qué medida lo hace, sobre dicha resistencia adhesiva.

PLANTEO DEL PROBLEMA

ANTECEDENTES

La Odontología actual se basa cada vez más en la adhesión a las estructuras dentarias, con la finalidad de reforzar las piezas dentarias atacadas por caries o fracturas, evitando la eliminación de tejido dentario sano y disminuyendo las posibilidades de filtración marginal.

Muchos son los materiales que se encuentran disponibles en el mercado, pero de todos ellos, dos son los más ampliamente difundidos, por sus propiedades mecánicas, biológicas y estéticas. El más antiguo de ellos es la resina combinada, material que ha avanzado mucho en el mejoramiento de sus propiedades físicas, logrando una elevada resistencia a la abrasión, solucionando así, uno de sus primitivos inconvenientes, el desgaste excesivo al ser utilizado en restauraciones activas del sector posterior.

El otro material, mucho más reciente, es el ionómero vítreo reforzado con resina, o también denominado ionómero híbrido, debido a que es una mezcla entre los ionómeros convencionales y los composites, precisamente de los cuales adquiere sus mejores propiedades (De la Macorra García, J. C. 1995).

Uno de los principales problemas de la Operatoria dental ha sido desde siempre la aparición de caries secundaria, originada por la desadaptación entre el material restaurador y las paredes de la cavidad y a pesar de tal esfuerzo por solucionarlo, estos materiales aun no han podido evitar completamente este problema (Nicholson, J. W. et al 2000) (Swift, E. J. et al, 1995)

Según Riutord Sbert y colaboradores existen dos caminos para solucionar el fallo clínico de las restauraciones, uno sería encontrar un material con nula contracción, mientras que la otra es la búsqueda de un adhesivo que pueda contrarrestar la fuerza que dicha contracción produce. (Riutord Sbert P. et al 1996).

Un tercer camino, podría ser el tratar al sustrato para hacerlo más receptivo y así aumentar la fuerza en la unión y no depender de una mejora del material

Las primeras resinas basaban su adhesión en precarios sistemas que lograban bajos niveles adhesivos, motivo por el cual la filtración marginal era cosa corriente. Con el pasar de los años, las investigaciones abrieron camino al desarrollo de sistemas adhesivos más elaborados, los que empiezan a tener en cuenta al sustrato con el cual deben adherirse. (Swift, E. J. et al, 1997). Es así como aparecen resinas hidrofílicas para interactuar con la humedad de la dentina y ácidos débiles para eliminar la capa de barro dentinario, componentes incorporados con la finalidad de aumentar la resistencia adhesiva de las restauraciones (Uribe Echevarría, J. 2000). De todas maneras las fallas adhesivas persisten y se comienza a girar el rumbo de las investigaciones hacia otros factores que pueden influir en la pérdida o mantenimiento de la adhesión, como son las fuerzas de contracción que generan los monómeros al polimerizar (Van MeerbeeK B., Perdigao J. et al 1999), (Davidson C. L., de Gee A.J. 84), la posibilidad de relajar dichas tensiones por medio de una capa flexible interpuesta entre la restauración y la cavidad, con la finalidad de permitir amortiguar las tensiones que se generan en la capa adhesiva durante y después de la polimerización, entre otros.

Por el lado de los ionómeros vítreos, sabemos que la adhesión específica que poseen es baja, aunque por su casi nula contracción y sus características semejantes a la dentina, no necesitan de las elevadas resistencias adhesivas de los composites. (Swift, E. J. et al, 1995)

Sin embargo, ni los elevados valores obtenidos con las resinas, ni las excelentes propiedades de los ionómeros han permitido la enucleación del problema, y muchas restauraciones fallan a nivel de su interacción con el sustrato, generando filtración marginal y recidiva de caries.

Por otro lado existe un material capaz de reforzar la estructura dentaria debilitada por el proceso de desmineralización, o generar una resistencia mayor a que ella se produzca en una estructura dentaria sana; este material es el fluoruro diamínico de plata.

Pensando entonces en una solución a ambas situaciones, es que nace la idea de combinar los dos materiales, el fluoruro diamínico por un lado y los materiales restauradores por el otro, pero sin saber aun como la estructura dentaria modificada por el fluoruro pueda influir en la resistencia adhesiva de los ionómeros híbridos y los composites.

Muchos autores han estudiado el comportamiento remineralizador del flúor sobre el esmalte y la dentina afectados por procesos de desmineralización; pero poco se ha escrito sobre su influencia en los materiales adhesivos. (Suzuki, T. 1973) (Yamaga, R. et al, 1972) (Yu, D. G. et al 2001). Otros confirman que el flúor aumenta la resistencia adhesiva de los composite a esmalte y dentina humanas (Opinya G.N., Pameijer C.H. 986) y que el fluoruro diamínico de plata sobre la dentina bovina, eleva la de los ionómeros híbridos (Yamaga M et al. 1993).

Pero si tenemos en cuenta que en pacientes con fluorosis ambas resistencias se encuentran disminuídas en dentina (Anliya Y., Akpata E.S. 1999), uno puede pensar que cualquier sustancia que contenga flúor puede actuar de manera similar.

Sin embargo, algunos estudios han demostrado que en la fluorosis la dentina se encuentra con un grado importante de desmineralización, presentando un aumento de áreas globulares y líneas de Von Ebner (Thylstrup A., Fejerskov O. 978), que como veremos más adelante son zonas de hipocalcificación, generándose así, una controversia difícil de dilucidar; por lo que este trabajo, tratará de evaluar todos los parámetros que influyen directa e indirectamente sobre los valores adhesivos de los materiales anteriormente citados y demostrar si la utilización del fluoruro diamínico de plata genera un aumento o disminución de las propiedades adhesivas de los materiales de restauración a la compleja estructura dentaria.

Como veremos, complicados factores entran en juego en la resistencia adhesiva de las resinas combinadas; la interfase entre dentina y composite soporta el desarrollo de estrés inicial durante la polimerización y posteriormente durante la función clínica; por lo que ha sido sugerido que dicha unión debe ser razonablemente flexible para acompañar la contracción de polimerización sin inducir una fuerza excesiva sobre dicha interfase, situación que se puede ver alterada por el grosor de la capa de adhesivo, o la incorporación de partículas de baja viscosidad en la capa intermedia de la interfase (Tam L.E., Pilliar R.M.2000).

Dicha fuerza de contracción también se halla relacionada en forma directa con la cercanía y potencia de la fuente lumínica, ya que una polimerización brusca puede ocasionar una contracción mayor del material con desadaptación a las paredes cavitarias y ruptura de la capa adhesiva (Pires J.A. et al 1995) (Sunior Periú et l. 1999).

No existe aún una definición acerca de cuál debe ser la resistencia adhesiva que contrarreste el estrés de polimerización. Hay autores que preconizan los 17 MPa, (Munksgaard, E. C.; Asmussen, E.; Irie, M., 1985); y otros los 20 MPa (Riutord Sbert P. et al 1996) como valor mínimo para lograr ese efecto.

Por el lado de los ionómeros híbridos se pueden encontrar fallas adhesivas en muchas situaciones clínicas, ya que aun sin desprenderse pueden permitir una filtración marginal que muchas veces pasa desapercibida para la mayoría de los pacientes. Esta falla puede deberse a la capacidad de absorber agua por parte de los ionómeros, durante las primeras horas clínicas de la restauración en boca, esto genera una capa de adsorción descrita por varios investigadores (Cattani Lorente M.A. et al 1999), (Sidhu S.K. et al 1999) y (Sidhu S.K. 2002), como la causa más factible de dicha falla.

Algunos autores, inclusive, encuentran una falla adhesiva, tanto en los ionómeros con resina, como en los composite (de Magalhaes C.S. et al. 1999). Por otro lado un importante estudio clínico asevera esta situación, brindando una escalofriante estadística de un 50% de falla en las restauraciones de ionómeros vítreos, por la presencia de caries secundaria, lo que también hace poner en duda, el efecto anticariogénico de los mismos. (Mjör I. 1997)

Del mismo modo, y al igual que las resinas combinadas, la zona de la dentina afectada a la adhesión, interfiere notablemente sobre sus valores adhesivos, siendo menos receptiva la dentina profunda que la superficial. (Pereira P.N. et al. 2000). Sin embargo, se demostró que aun con la pobre resistencia adhesiva (3 a 5 Mpa), el ionómero presenta una falla cohesiva en su estructura, por lo que dicha resistencia, se vería limitada por la propia resistencia del material.(Swift E.J. et al 1995). A pesar de ello, en el mismo estudio, llegan a la conclusión, que si bien la resistencia adhesiva de los ionómeros híbridos es mayor que la de los convencionales, ésta es aun muy baja por lo que se deberían utilizar diferentes pretratamientos sobre la superficie dentinaria para mejorarla.(Swift E.J. et al 1995).

La fuerza de unión está influenciada por el material que se utiliza como acondicionador, recomendándose el ácido poliacrílico entre el 10 y el 40%. (Shwartz J. et al. 1990).

Sin embargo en su estudio Gordan, no halló diferencias significativas al utilizar dicho ácido, por lo que la controversia es aun mayor; pero el común denominador es el mejoramiento de la fuerza de adhesión. (Gordan, V. V. 2000)

Algunos investigadores consiguen una mejora sustancial al adherir un ionómero híbrido, por medio de adhesivos dentinarios, pero la capa que genera dicho adhesivo interfiere, a modo de contaminante, con la función remineralizante y cariostática del ion flúor contra las paredes cavitarias. (Mazzoui S.A. et al 2000)

Como sabemos el ionómero vítreo mejora su adhesión a una estructura calcificada, debido a su fuerte unión a los iones metálicos; por lo que una fluoración que además de remineralizar, sea capaz de depositar iones de plata sobre la superficie dentinaria, ¿no debería mejorarla?.

Una alta resistencia adhesiva y un completo sellado marginal, son requeridos para el éxito clínico de las restauraciones. (Guzman Armstrong S. et al 2003), así como el ionómero veía disminuía su adhesión en presencia de humedad, las resinas necesitan de ella para mejorarla. (Tay F.R. et al.1996)

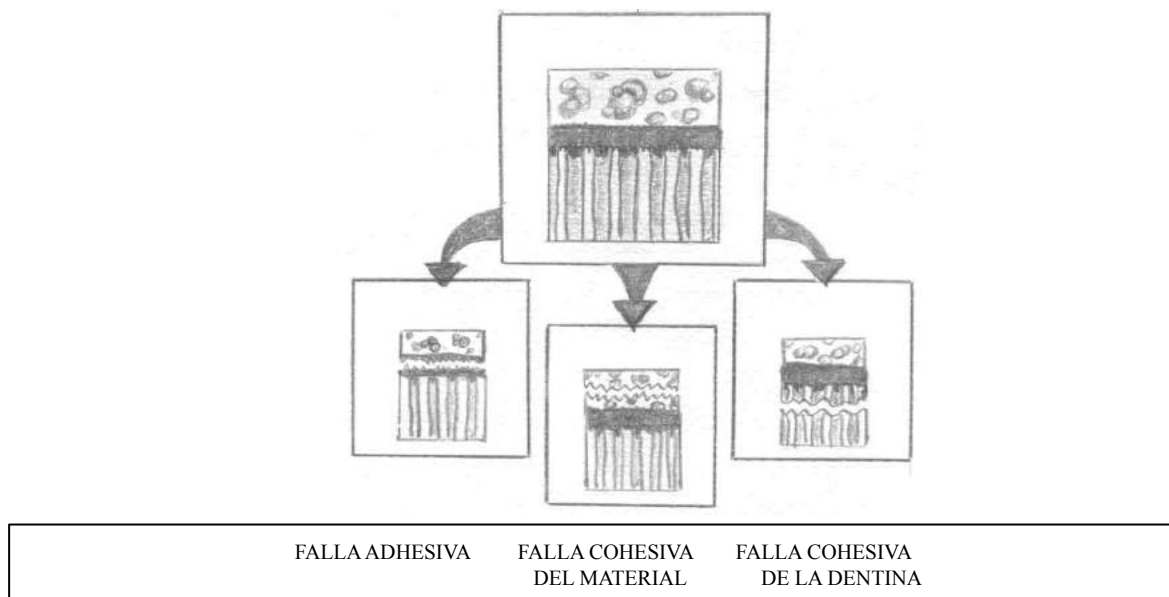
Se comprobó que la humedad de la saliva interfiere con la adhesión de todos los materiales(Hogan L., Burrow M. 200), si tenemos en cuenta que una de las funciones del fluoruro diamínico es aumentar la resistencia a la solubilidad, se podría suponer que su utilización, pueda mejorar dicha resistencia.

La desmineralización de la dentina genera profundos cambios en la composición química y las propiedades físicas de la matriz, situaciones que pueden influenciar la calidad de la adhesión a la misma, así como su fuerza y su duración. (Pashley D.H., Carvalho R.M. 1998).

La resistencia de la restauración a la microfiltración a largo plazo debe ser la principal consideración cuando se seleccionan técnicas y materiales para la adhesión. (Erikson, R. L. 1992)

Como vimos, la longevidad de una restauración adherida es imposible de predecir, debido a una amplia gama de factores; no obstante, los ensayos de resistencia de la unión, permiten estimar el comportamiento adhesivo de los diferentes materiales. (Abate P. Et al 2000).

Desde el punto de vista microscópico, el fracaso de la adhesión se produce por fallas adhesivas o cohesivas. Las fallas adhesivas se producen en la interfase diente – restauración, mientras que las fallas cohesivas se pueden dar en el seno del material, o en la propia estructura de la dentina.



INDICACIONES DE LOS FABRICANTES

PRODUCTOS UTILIZADOS:

- Ketac® Conditioner de ESPE solución de ácido poliacrílico.
Eliminar cuidadosamente con un chorro de agua los residuos sueltos de abrasión de la dentina y secar con aire.
Aplicar sobre la superficie dentinaria Ketac® Conditioner y dejar actuar por 10-30 segundos.
Enjuagar con agua 30 segundos y secar con aire. Evítese un secado excesivo.
Aplicar el ionómero antes de que las superficies puedan contaminarse.

- Vitremer – reconstructor de muñones.

Indicaciones:

Restauraciones de Clases III y V

Erosiones y abrasiones gingivales.

Restauraciones de clase I y II en dientes temporarios.

Defectos con áreas de socavados en preparaciones de coronas.

Restauraciones de muñones.

Restauraciones provisorias en posteriores permanentes.

Como base de técnicas Sándwich.

Forma de uso:

Aplicar acondicionador/primer en el sustrato por 30 segundos, repitiendo la acción si durante dicho lapso de tiempo pierde humedad o brillo. Secarlo y fotocurar por 20 segundos.

Agitar el polvo para homogeneizarlo y mezclar cantidades iguales de cucharadas de polvo y gotas de líquido (proporción polvo/Líquido 2,5/1). Las cucharadas del polvo deben ser enrasadas con la tapa del frasco para dosificar cantidades exactas del mismo por cucharada, y el frasco del líquido debe colocarse perpendicular a la loseta para dispensar el tamaño de gotas justas. Mezclar por 45 segundos, aplicarlos al sustrato (tiempo de trabajo de 3 minutos) y fotocurar por 40 segundos. Según el color utilizado hacer capas de 2 a 2,5 mm, esperar un fraguado químico a los 4 minutos de iniciada la mezcla. Luego de endurecido colocar el protector/Glaseador (resinas hidrofóbicas) y fotocure por 20 segundos.

El polvo está formado por vidrios de silicatos y fluoruros de aluminio radiopacos.

El líquido es una solución acuosa de ácido polialquenoico modificado, sensible a la luz.

El primer que acompaña al Vitremer presenta en su composición monómeros hidrofílicos y ácido policarboxílico modificado, posibilitando la disolución parcial del barro dentinario y la modificación de la superficie dentinaria, donde las cadenas químicas difunden en el interior de la dentina sustituyendo los iones calcio y fosfato de la misma. Este mecanismo de unión, aumenta la energía superficial de la dentina y por consecuencia mejora la interacción dentina – material restaurador. (Mota Pacheco, João F. et al. 1995)

- Gel grabador Scotchbond ^{MR} de 3M contiene 35 % en peso de ácido fosfórico grabar 15 segundos y lavar 15 segundos profusamente.
- Single Bond adhesivo monoenvase (3M Dental), brinda similares valores adhesivos in vitro con el uso de resinas empacables que los agentes adhesivos de múltiple envase. Este monocomponente obtuvo mayores resistencias adhesivas que las especificadas para la aplicación clínica. (Koh –Sheila et al.2001) y debido a que este material es el utilizado en nuestro estudio es importante brindar la composición química que nos da el fabricante 3M Co. St. Paul Minnessota, U.S.A.

Single bond

- Bis – GMA
 - HEMA
 - Copolímero del ácido polialquenoico
 - Etanol
 - Agua
 - Fotoiniciadores
- Resina combinada Filtek Z 250 (3M Dental). Es una resina denominada empacable por sus características de condensabilidad, indicada tanto para el sector anterior como posterior de la boca. Su composición química es:

Filtek Z250:

- Relleno inorgánico de partículas redondeadas de zirconio y sílice, con un tamaño entre 0,01 μ y 3,5 μ y un promedio de 0,6 μ .
 - La matriz orgánica es un compuesto de mayor peso molecular, que contribuye a reducir la contracción de polimerización. Se presenta como una mezcla de Bis-GMA, UDMA y bis-EMA.
 - Eliminación virtual del diluyente TEGDMA.
 - Matriz más dura y resistente
 - Menor contracción de polimerización: 1,98% (Novero, Lorenzo P.1999).
- Fluoruro diamínico de plata. Las marcas más comercializadas en el país son Fluoroplat (N.A.F.) , Fagamin (Tedequim.) y Saforide (Kuraray), todos se presentan con una concentración del 38 %. Éste último fue el elegido para la realización de este trabajo.

Composición porcentual en peso

- Agua desmineralizada y deionizada 56,275
- Nitrato de Plata PA 26,991
- Hidróxido de Amonio 14,736
- Ácido Fluorhídrico 1.997

Aplicaciones clínicas:

Se utiliza como agente cariostático para detener el avance de la caries en pacientes que no pueden ser tratados con los métodos convencionales (personas enfermas, hospitalizadas, impedidas, etc.); como desensibilizante en dentina expuesta y en dentina hiperestésica, como agente preventivo de caries de hoyos y fisuras, de superficies libres o radiculares, como endurecedor de la dentina en dientes despulpados, en conductos radiculares y como preventivo de caries en los márgenes de restauraciones o coronas (Barrancos Mooney, J.1999).

Otros autores amplían el espectro de acción:

- Remineralizante de la dentina desmineralizada
 - Remineralizante de manchas blancas
 - Remineralizante de muñones antes del cementado
 - Prevención de caries en muñones a cementar
 - Remineralización bajo coronas con filtraciones
 - Luego de remover amalgamas con filtraciones
 - Efectos cariostáticos sobre caries de dientes temporarios
 - Efecto desensibilizante frente a agresiones como roce mecánico o cambios térmicos
 - Efectos reforzador en conductos radiculares infectados
 - Marcación de caries incipiente para su control
 - Hipoestesia en la preparación de dientes pilares
- (Yamaga R. Et al. 1972).

Acción sobre tejidos:

En contacto con la encía la solución produce una cauterización localizada (como si fuera ácido tricloroacético) que cura espontáneamente en 24 horas. Sobre la dentina o el esmalte el producto deposita sales de plata, y en consecuencia, tiñe de color oscuro.

Por razones estéticas, la utilización del diamino fluoruro de plata está contraindicada en los dientes anteriores (Barrancos Mooney, J.1999).

Efecto remineralizante en caries profundas:

De un modo similar al fluoruro de estaño, el diamino fluoruro de plata produce una precipitación de sales minerales que aumenta la densidad inorgánica de la dentina desmineralizada por la acción de ácidos de la caries, lo que permite realizar la protección indirecta profunda en aquellos casos en los que se presume que la extirpación total de la dentina cariada puede llevar a la exposición pulpar (Barrancos Mooney, J.1999).

OBJETIVOS

La finalidad de este trabajo será determinar la diferencia de niveles de adhesión de obturaciones con ionómero vítreo fotopolimerizable y resina combinada, en piezas dentarias sanas, con tratamientos de remineralización con fluoruro diamínico de plata, en comparación con grupos controles de piezas dentarias sanas sin fluorar.

Se medirá la resistencia adhesiva por ensayo de corte en una máquina Inströn, y se observará la zona de fractura con lupa binocular para determinar el lugar de la falla.

Los datos obtenidos se analizarán estadísticamente en forma individual, y se compararán los resultados entre los grupos.

Las fallas adhesivas se clasificarán de acuerdo a si ocurrieron en el material, la interfase, o el sustrato.

Objetivo general

Evaluar y comparar la resistencia adhesiva por ensayo de corte de un ionómero vítreo fotopolimerizable, y de una resina combinada, en dientes sanos tratados con fluoruro diamínico de plata.

Objetivos específicos

- * Dividir aleatoriamente y por azar las piezas extraídas para este estudio.
- * Preparar las probetas de medición para ser medidas en una máquina Inströn.
- * Realizar la prueba de ensayo de corte.
- * Observar a la lupa binocular a 50 X el mecanismo de falla ocurrido.
- * Clasificar las zonas de fractura de los distintos grupos.
- * Realizar el análisis estadístico.
- * Comparar los resultados obtenidos.

DENTINA

La dentina es un tejido mineralizado que constituye el mayor volumen de la pieza dentaria. Está estrechamente vinculada a la pulpa dentaria, cuyas células especializadas, los odontoblastos, la elaboran dejando en su estructura sus prolongaciones citoplasmáticas o fibrillas de Tomes (Bhaskar, S. N., 1986).

La dentina y la pulpa forman un único complejo con un mismo origen embrionario. De esta forma, la dentina es la parte mineralizada que envuelve a las prolongaciones citoplasmáticas de los dentinoblastos (Seltzer, S.; Bender, J. B., 1970).

DIFERENCIACIÓN Y FUNCIÓN DEL GERMEN DENTARIO

Las zonas de mesodermo presuntivo en los maxilares son responsables de la iniciación de la lámina dental, así como las condensaciones papilares son igualmente esenciales para la producción de los brotes de los gérmenes dentarios. En los últimos estadios, cuando una capa totalmente diferenciada del epitelio interior del esmalte ha desarrollado el efecto inductivo del ectodermo sobre el mesodermo, se forma una capa de odontoblastos sobre la superficie de la papila dental.

Todos los tejidos calcificados de los dientes, esmalte, dentina y cemento, se desarrollan entre el epitelio interno del esmalte y su continuación hacia la raíz como la capa interior de la vaina de Hertwig, por una parte, y la superficie de la papila dental por la otra. La lámina basal, separando la papila dental y el epitelio interno del esmalte, representa la unión del esmalte y la dentina (Límite amelo-dentinario L.A.D.) separando el derivado ectodérmico, esmalte, del derivado mesodérmico, dentina (Scott, J. H. y Symons, N. B. B., 1980).

DESARROLLO DE LA DENTINA

Al principio, todas las células de la papila dental son de una apariencia similar, mantienen la forma de embrión y son de origen mesodérmico. Bajo la influencia del epitelio interno del esmalte, las células de la superficie adyacente a la papila dental, comienzan a diferenciarse y se produce la capa odontoblástica. A medida que la dentina aumenta en espesor se producen ciertos cambios en ella y en la capa odontoblástica. Mientras que en la primera capa de dentina las fibras de von Korff están dispuestas en su sustancia, radialmente, casi en ángulo recto a la unión amelodentinaria, en las últimas adiciones de dentina las fibras colágenas tienen una distribución más transversal.

Los túbulos dentinarios son pequeños conductos que atraviesan la dentina conteniendo cada uno de ellos el proceso protoplasmático de un odontoblasto.

El material inorgánico depositado en la matriz orgánica durante la calcificación, comienza a hacerse aparente como masas esféricas que, al principio discretas, se tornan grandes y gradualmente se van fusionando para producir la dentina totalmente formada.

Dentro de cada túbulo dentinario y rodeando al proceso odontoblástico, se forma una zona de dentina que es conocida como dentina peritubular, quien está más mineralizada que la dentina que la rodea, o dentina intertubular. Después que ha sido formado el volumen de la dentina, se produce una posterior pero más lenta aposición dentinaria dentro de la cavidad pulpar. (Scott, J. H. Y Symons, 1980).

DENTINOGENESIS

La dentinogénesis tiene lugar en una secuencia de dos fases, la primera de las cuales es la elaboración de una matriz orgánica no calcificada denominada predentina. La segunda fase, de mineralización, avanza con un ritmo aproximadamente paralelo al de la formación de la matriz, el ancho de la capa de predentina se mantiene relativamente constante (Bhaskar, S. N. 1986).

Formación de predentina:

La síntesis de fibrilla de colágeno en los tejidos conectivos tiene lugar a través de la agregación extracelular de moléculas secretadas por células formadoras de fibrillas. Los odontoblastos secretan, tanto colágeno, como la sustancia cementante que las une (proteoglucanos) (Bhaskar, S.N. 1986).

Durante todo su curso, la matriz peritubular muestra un contenido de mucopolisacáridos ácidos; éste se encuentra especialmente marcado cerca de la pulpa. En la predentina y en la dentina cercana a la pulpa, el proceso odontoblástico parece ser rico en un líquido que contiene aldehído, un complejo proteíno – carbohidrato. (Scott, J. H. y Symons, N. B. B. 1980).

Mineralización:

Al parecer, la secuencia de mineralización básica en la dentina es la siguiente: el primer depósito de cristal adopta la forma de placas muy finas de hidroxiapatita sobre las superficies de las fibrillas de colágeno y en la sustancia fundamental. Más tarde, los cristales asociados con las fibrillas de colágeno están dispuestos de manera ordenada, con sus ejes longitudinales paralelos a los ejes de las fibrillas, y en hileras que conforman el modelo en estrías de 64 nm (640 Å) (Bhaskar, S. N. 1986).

DENTINA: COMPOSICIÓN QUÍMICA

Se considera que la dentina contiene en promedio un 70% de sustancia inorgánica, un 12% de agua y un 18% de sustancia orgánica. Esta composición varía según la edad y según el área de tejido dentinario que se analiza (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999). Otros autores consideran diferentes porcentajes; encontrando un 50% de su volumen constituido por materia inorgánica, un 30% por materia orgánica y un 20% por agua (Marshall G. W. 1995). Otros en cambio dicen que la dentina está formada por 25% de materia orgánica, 10% de agua y 65% de material inorgánico (Bhaskar, S.N. 1986). Pero estas variaciones microestructurales reflejan influencias formativas, como el tamaño, forma del diente, alteraciones producidas por la edad, agresiones externas y enfermedad.

La dentina presenta varias estructuras identificables: túbulos con procesos celulares y fluidos, dentina peritubular altamente mineralizada y dentina intertubular constituida fundamentalmente por colágeno y depósitos de apatita. (Marshall G.W. 1995)

La sustancia orgánica está constituida por proteína colágena rica en aminoácidos prolina, hidroxiprolina y glicina, componentes de la matriz colágena, y una sustancia fundamental que las une compuesta por mucopolisacáridos (proteoglucanos y glucosaminoglucanos) (Bhaskar, S.N.1986)..

ESTRUCTURA

La dentina está formada por células, los odontoblastos y por una sustancia intercelular. La sustancia intercelular está formada por finas fibrillas colágenas que están incluidas en una sustancia cementante calcificada. Generalmente se juntan en densos haces de fibras y se disponen a manera de enrejado, curvándose entre los túbulos (Scott, J. H. Y Symons, N. B.B.1980).

Los odontoblastos se encuentran normalmente como una capa de células dispuestas estrechamente sobre la superficie pulpar de la dentina (Scott, J. H. Y Symons, N. B.B.1980).

La materia inorgánica está constituida por cristales de hidroxiapatita, que se distribuyen al azar, con menor contenido en calcio y con un 4 a 5% de carbonato. Esta composición de los cristales hace que sean más susceptibles a cambios químicos y biomecánicos y por lo tanto más solubles(Marshall G.W. 1995).

La hidroxiapatita se dispone en cristales hexagonales compuestos por varios millares de unidades moleculares que responden a la fórmula $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_6 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ a los cuales se agregan fosfatos amorfos como los octacálcicos y tricálcicos, carbonatos, sulfatos y algunos de los llamados oligoelementos como F, Cu, Zn, Fe, en pequeñísimas cantidades (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999), (Bhaskar, S.N.1986).

Estos cristales de hidroxiapatita son descriptos como de forma laminar, de aproximadamente 500 Å (50 nm) de longitud por 250 Å (25 nm) de ancho y de 20 Å a 30 Å (2nm a 3nm) de espesor, mucho más pequeños que los del esmalte(Bhaskar, S.N.1986), (Marshall G.W. 1995). Se orientan en forma más o menos paralela a las fibras colágenas de la matriz de la dentina no solamente en su superficie sino entre las microfibrillas que son los componentes ultraestructurales de las mismas(Bhaskar, S.N.1986).

CONSTITUYENTES INORGANICOS PRINCIPALES	
CONSTITUYENTES	PESO EN SECO MEDIO (%)
CALCIO	26,9
FOSFORO	13,2
CARBONATO	4,6
SODIO	0,6
MAGNESIO	0,8

Componente mineral:

La orientación de los cristales de la dentina sigue, al parecer, el eje longitudinal de las fibras de colágeno. Estudios con luz polarizada han demostrado que la mineralización de la dentina es, en gran parte, el resultado de la cristalización en el interior y entre las fibrillas de colágeno, mientras que el microscopio electrónico reveló que las propias fibrillas se mineralizan (Bhaskar, S.N.1986).

La Apatita $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH}, \text{F}, \text{Cl})$ pertenece al grupo: apatite y a la clase: fosfatos y reacciona con tres minerales diferentes: flúor, cloro o el grupo oxhidrilo, formando Fluorapatita, Clorapatita e Hidroxiapatita. Son cristales con propiedades ópticas de transparencia a translucidez, de sistema hexagonal, de dureza 5 en la escala de Mohs y de gravedad específica de aproximadamente 3.1 - 3.2.



ESTRUCTURA TRIDIMENSIONAL DEL CRISTAL DE HIDROXIAPATITA

Materia orgánica:

Está constituida en un 90% por colágeno Tipo I, que junto a los cristales de hidroxiapatita delimitan los túbulos dentinarios por los que circula un fluido, responsable de la permeabilidad dentinaria (Butler WT 1992). Presenta además cantidades mínimas de polisacáridos, lípidos y proteínas (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999).

La matriz de fibras de colágeno de la dentina está dispuesta en una red no organizada. A medida que la dentina se calcifica, los cristales de hidroxiapatita enmascaran a las fibras de colágeno individuales (Bhaskar, S.N.1986).

CIRCULACIÓN EN LA DENTINA

Es indudable que la dentina es un tejido vivo. Posee sensibilidad proporcionada por los procesos odontoblásticos y algunas terminaciones nerviosas próximas a la pulpa (Rauschenberger C. R. 1992). Los túbulos, sus ramificaciones y anastomosis vehiculizan en ambos sentidos un fluido proveniente del plasma intersticial de la pulpa que circularía por fuerzas capilares con un flujo bastante marcado y mediante el cual la dentina puede sufrir desmineralizaciones y remineralizaciones. La circulación de tal fluido se hace en el espacio perifibrilar (Bhaskar, S.N.1986).

Para algunos autores la dentina sólo se torna permeable cuando pierde las cubiertas externas, como son el esmalte y el cemento (Rauschenberger C.R. 1992). Otros opinan que esto no es cierto, ya que existen en la estructura adamantina diferentes elementos que facilitan el tránsito de fluidos a través del límite amelodentinario y de todo el espesor del esmalte, como son los husos adamantinos, los penachos de Linderer, las laminillas y las estrías de Retzius. De igual forma está justificada dicha permeabilidad al aliviar hidráulicamente las cargas masticatorias

Generalmente el fluido existente en los túbulos dentinarios, es un trasudado procedente de los vasos de la pulpa, cuyo desplazamiento suele estar favorecido cuando los túbulos quedan abiertos hacia el exterior, por caries, fracturas, preparaciones cavitarias y grabado ácido para la utilización de técnicas adhesivas fundamentalmente (Ten Cate A.R,1986).

La permeabilidad dentinaria está condicionada por las características estructurales de la dentina en condiciones normales y sus modificaciones en condiciones fisiológicas y patológicas(Marshall G.W 1995). Selzer y Bender dicen que "la permeabilidad depende del número, diámetro y longitud de los túbulos dentinarios, así como de la facilidad con que fluye el líquido ayudado por un gradiente de presión osmótica, hidrostática o de concentración" (Seltzer S, Bender J.B,1970).

Con el avance de la edad, el diámetro del túbulo disminuye marcadamente hasta 1,5 μm aproximadamente, como veremos más adelante; y ello determina que la circulación del fluido dentinario se haga muy escasa y con ella, los intercambios con el medio peritubular. Por lo general, la dentina vieja se hace traslúcida por obliteración casi total de conductillos (Bhaskar, S.N.1986).

DENTINA PERITUBULAR

Puede diferenciarse una zona transparente anular que rodea a la prolongación odontoblástica, del resto de la matriz más oscura. Esta zona transparente, que forma la pared del conductillo dentinario, ha sido denominada "dentina peritubular", y las regiones externas a la misma "dentina intertubular".

La dentina peritubular está mucho más mineralizada que la intertubular y tiene una matriz orgánica muy delicada(Bhaskar, S.N.1986). Allí se han verificado las fibrillas colágenas.

En general, se ha considerado que el material inorgánico en la dentina peritubular está formado por los cristales de hidroxiapatita. No obstante, es evidente que el material mineral en la dentina peritubular puede bien ser un fosfato cálcico amorfo; éste está formado por pequeñas masas globulares de casi 250-300 Å de diámetro(Scott, J. H. Y Symons, N. B.B, 1980).

La variación morfológica y estructural de la dentina según su localización afecta también a la resistencia de la adhesión. Generalmente se ha demostrado que es mayor en la dentina superficial que en la profunda. Por este motivo, se ha sugerido llevar a cabo el test de resistencia de la adhesión después de seccionar el diente 1 mm por encima de los cuernos pulpares o 1 mm por debajo de la UAD para controlar las variables de estudio comparativo (Tagami, J et al.1990).

En dientes jóvenes o en dentina recién formada, cerca de la pulpa, no se observa la dentina peritubular. Recién aparece a 0,2 mm de la pulpa, donde va tomando su aspecto de tejido muy calcificado y más afuera llega a alcanzar un grosor de 0,5 μm (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999).

En torno de los túbulos, hay una capa de dentina hipermineralizada denominada dentina peritubular, que con el correr del tiempo, aumenta en espesor debido a la formación continua de matriz dentinaria, la cual se va depositando en el interior de los túbulos reduciendo el diámetro interno de los mismos.

Este continuo depósito de matriz peritubular puede ser acelerado por varios factores inclusive lesiones de caries, causando la esclerosis dentinaria. Fue demostrado que en una dentina joven y poco estimulada, el espesor de dentina peritubular varía de 400 nm próximo a la pulpa hasta 750 nm junto al esmalte, lo que hace que el diámetro interno de los túbulos dentinarios sea mayor en una dentina profunda, comparada con la superficial (Souza Costa, C.A; Hebling, J.; Giro E.M.A 1997). Los tratamientos ácidos y la desmineralización producida por la caries atacan preferentemente a la dentina peritubular, produciendo una estructura de tipo embudo en la superficie expuesta, pero en menor medida el ácido desmineraliza también la dentina intertubular adyacente. Distintos agentes acondicionadores dan lugar a diferencias en el grado de desmineralización y de contracción de la dentina desmineralizada como depresiones o formas de concavidad. La desmineralización total de la dentina provoca una contracción sustancial estimada en aproximadamente un 18%, sobre todo cuando ésta se seca en los procedimientos operatorios (Marshall G.W 1995).

Entre los túbulos, existe la matriz dentinaria compuesta por fibrillas colágenas, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento, proteínas osteogénicas, siendo con esa estructura dentinaria con la que se obtiene mayor resistencia adhesiva, tanto por el contacto de las resinas fluidas con dentina “limpia”, como por la formación de “capa híbrida” como analizaremos más adelante. (Uribe Echevarría, J. 2000)

DENTINA INTERTUBULAR

El cuerpo principal de la dentina está compuesto por dentina intertubular. Aun cuando es muy mineralizada, más de la mitad de su volumen corresponde a la matriz orgánica. Esta matriz está compuesta por gran cantidad de fibrillas de colágeno o simplemente fibrillas colágenas enmascaradas en una sustancia fundamental amorfa. Las fibrillas tienen un diámetro de 0,05 a 0,2 μm , y muestran bandas transversales a intervalos de 64 nm (640 Å) (Bhaskar, S.N.1986).

La cantidad de dentina intertubular es modificada de acuerdo con la profundidad de la dentina. El área de dentina intertubular va del 96% junto al esmalte al 12% junto a la pulpa. La cantidad de túbulos dentinarios varía, siendo que en dentina profunda se encuentran aproximadamente de 45000 a 90000 túbulos/ mm^2 y en la superficial de 10000 a 20000 túbulos/ mm^2 (Souza Costa, C.A; Hebling, J.; Giro E.M.A 1997). El diámetro de los túbulos dentinarios oscila entre 0,8 micrones en la dentina próxima al límite amelo-dentinario y 2,5 micrones de la dentina circumpulpar (Schllemberg U, Et. Al.1992). Otros autores coinciden que en la dentina circumpulpar, junto a la pulpa, existen 65000 túbulos/ mm^2 , a mitad de camino entre la pulpa y el esmalte, la dentina posee 35000 túbulos/ mm^2 y en el límite amelodentinario, tan solo 15000 túbulos/ mm^2 (Barrancos Mooney, J.y Frydman, J, 1999).

Cuando se trata la dentina con ácido fosfórico o maleico, en concentraciones mayores que 10%, ocurre descalcificación de la dentina intertubular y peritubular, causando un aumento en el diámetro de los túbulos dentinarios. De esta forma, la resistencia adhesiva también es menor cuanto más profunda fuere una cavidad dentaria. (Souza Costa, C.A; Hebling, J.; Giro E.M.A 1997).

TÚBULOS DENTINARIOS

En su interior están las prolongaciones de los dentinoblastos, fibras colágenas, fibras nerviosas amielínicas y un trasudado o fluido dentinario, procedente de la pulpa (Schllemberg U, Et. Al.1992). La trayectoria de los conductillos dentinarios es en forma de S extendida. Ambas curvaturas de la S son denominadas primarias y en toda su longitud muestran pequeñas curvaturas secundarias relativamente regulares, de forma sinusoidal. (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999).

Los dentinoblastos emiten ramificaciones a intervalos de 1,0 a 2,0 micrones que contactan con otras prolongaciones de dentinoblastos adyacentes, lo que condiciona una superficie cribiforme del túbulo (Schllemberg U, Et. Al.1992) con ramificaciones colaterales muy abundantes que parten casi en ángulo recto y se anastomosan con similares vecinas o alejadas, o finalizando en otro túbulo, o bien en fondo ciego. Estas ramificaciones son muy delgadas, 1 μm aproximadamente y así el líquido extracelular puede llenar la periferia del conductillo (Bhaskar, S.N.1986)

Aproximadamente el 45% del agua existente en la dentina se encuentra a nivel de los túbulos dentinarios principales, mientras que el 55% restante se localiza en las ramificaciones laterales y en la dentina intertubular (Schllemberg U, Et. Al.1992), lo que da una idea de su frecuencia.

El diámetro de los túbulos es muy variable según la edad del diente, su condición fisiopatológica y el sitio donde se lo mide. En un diente joven, junto a la pulpa, el túbulo puede tener un diámetro de 2,5 a 4 μm ., avanzando 0,5 mm hacia el esmalte, el diámetro decrece a 2 μm , 0,5 mm más afuera, el diámetro es de 1,5 μm . y al llegar al límite amelodentinario, el diámetro promedio es de 1,0 μm . Pero, por mineralización u obturación a causa de la precipitación de sustancia cálcica en la luz del túbulo, por edad o por irritación crónica de la pulpa, el túbulo puede tener un diámetro de apenas 0,2 μm o llegar a ocluirse totalmente. La luz del túbulo ocupa el 80% del volumen de la dentina próxima a la pulpa y solo el 4% del mismo volumen junto al esmalte(Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999).

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS Y QUÍMICAS DE LA DENTINA

La dentina es de color amarillento. Tiene un alto grado de elasticidad; el valor promedio del módulo elástico de la dentina es de $1,79 \times 10^6$ pounds por inch. El valor promedio de la resistencia a la compresión es de 38.800 pounds por inch. (Scott, J. H. Y Symons,1980).

En dientes de individuos jóvenes, la dentina tiene una dureza semejante a la del bronce o amalgama de plata. Pero en general, puede atribuirse a la dentina una dureza de 150, que, referida al esmalte 950, y al cemento 90. Es menos dura que el esmalte pero más dura que el hueso o el cemento. Esta propiedad reside principalmente en el contenido respectivo de materia mineral. Su peso específico puede estimarse en aproximadamente 2,10 y la elasticidad, propiedad de la que goza este tejido y que depende de la estructura orgánica y contenido en agua(Bhaskar, S.N.1986).

Propiedades mecánicas de la dentina humana:

	DENTINA A	DENTINA B
LÍMITE PROPORCIONAL (MPA)	100 – 190	-
RESISTENCIA COMPRESIVA (MPA)	230 – 370	297
MÓDULO DE YOUNG (GPA)	7 – 30	18,3
RESISTENCIA TENSIL (MPA)	31 – 65	51,7
RESISTENCIA AL CIZALLAMIENTO (MPA)	-	138
RESISTENCIA FLEXURAL (MPA)	245 – 280	-
DUREZA (KNH)	68 – 80	-

A: de Waters B: Craig y Peyton (Marshall G.W.1995)

RESPUESTA BIOLÓGICA DEL COMPLEJO DENTINO – PULPAR

Con el envejecimiento el diámetro de los túbulos dentinarios disminuye por aumento de espesor de la dentina peritubular, así como el número, lo que condiciona una disminución de la permeabilidad dentinaria. De igual forma, ante determinadas agresiones, el complejo dentino-pulpar reacciona con respuestas muy diferentes. Los procesos que condicionan ciertas patologías dentarias como atrición, abrasión y erosión, los tallados cavitarios y la caries entre otros, son los responsables de una serie de cambios dentinarios que dificultan o disminuyen la permeabilidad.

Por causa de cualquiera de estos procesos el dentinoblasto tiende a retroceder, originando una formación dentinaria conocida como dentina secundaria, reparativa o terciaria. Las características de esta dentina de rápida formación es la de menor número de túbulos, los cuales pueden ser rectilíneos, tortuosos o estar ausentes. Al mismo tiempo que se produce el retroceso del cuerpo del dentinoblasto, el extremo de las prolongaciones facilita la formación de dentina peritubular condicionando la denominada dentina esclerótica, que supone el cierre de los túbulos. La caries favorece la aparición de esta dentina esclerótica, debido a la formación de unos cristales de gran tamaño denominados cristales de Withlockita, que tienden a cerrar los túbulos, disminuyendo la permeabilidad (Michelich V, Et Al.,1978)

Este es un punto muy importante de destacar, debido a que cuando se utilizan fluoruros, y aún más sales de plata, como veremos más adelante, estos precipitan en la trama dentinaria, disminuyendo también la permeabilidad, situación que va a alterar las características adhesivas del sustrato.

GRADO DE CALCIFICACIÓN

El grado de calcificación de la dentina no es uniforme en las diferentes áreas; existiendo zonas menos calcificadas que el promedio, como la dentina periférica, el límite amelodentinario, la dentina recién formada junto a la pulpa, las zonas o espacios interglobulares de Czermack y la zona granular de Tomes, en la dentina que se encuentra cerca del cemento radicular.

Además se pueden hallar las líneas de von Ebner y las líneas de contorno de Owen que indican variaciones en la calcificación producidas por pausas naturales en el proceso o a perturbaciones ocurridas en el diente durante la dentinogénesis (Barrancos Mooney, J.1981).

DENTINA INTERGLOBULAR

Este tipo de dentina se presenta casi exclusivamente en la parte coronaria en forma de bandas paralelas y próximas al límite amelodentinario. Representa dentina hipomineralizada, es bastante constante su presencia y muy abundante en trastornos marcados de la calcificación (Bhaskar, S.N.1986).

En esta zona, los calcoferitos no han llegado a soldarse entre sí totalmente y carecen de dentina peritubular. La dentina terciaria o reparativa es menos dura que la dentina primaria. Las zonas hipocalcificadas poseen mayor sustancia orgánica y generalmente presentan mayor sensibilidad, lo que debe tenerse en cuenta al preparar una cavidad (Barrancos Mooney, J.1981).

La formación de caries y de dentina esclerótica puede inducir regiones de hipermineralización y oclusión de la luz de los túbulos con depósitos cristalinos, que parecen alterar la capacidad de adhesión efectiva a la estructura. Además, las alteraciones de la densidad mineral de la dentina son la norma cuando la dentina está alterada por caries o por formación de lesiones erosivas, por lo tanto, los detalles sobre la estructura y composición de estas formas alteradas de dentina son vitales para el futuro éxito de los sistemas de adhesión (Marshall G.W 1995).

ENVEJECIMIENTO DE LOS TEJIDOS DENTARIOS

La dentina tiene una capacidad reactiva muy superior al esmalte, pues se trata de un tejido capaz de neoformar sustancia calcificada para defender al diente de los estímulos que recibe del exterior. La misma envejece estrechando el diámetro de los túbulos dentinarios, que de 4 μm pasa a ser de 0,3 o 0,2 μm , o llega a la obliteración completa en ciertos casos, especialmente bajo la influencia de estímulos intensos. Esta calcificación se produce por el avance hacia el interior de la luz del conductillo de la dentina peritubular, que aumenta así de espesor (Barrancos Mooney, J. y Frydman, J, 1999).

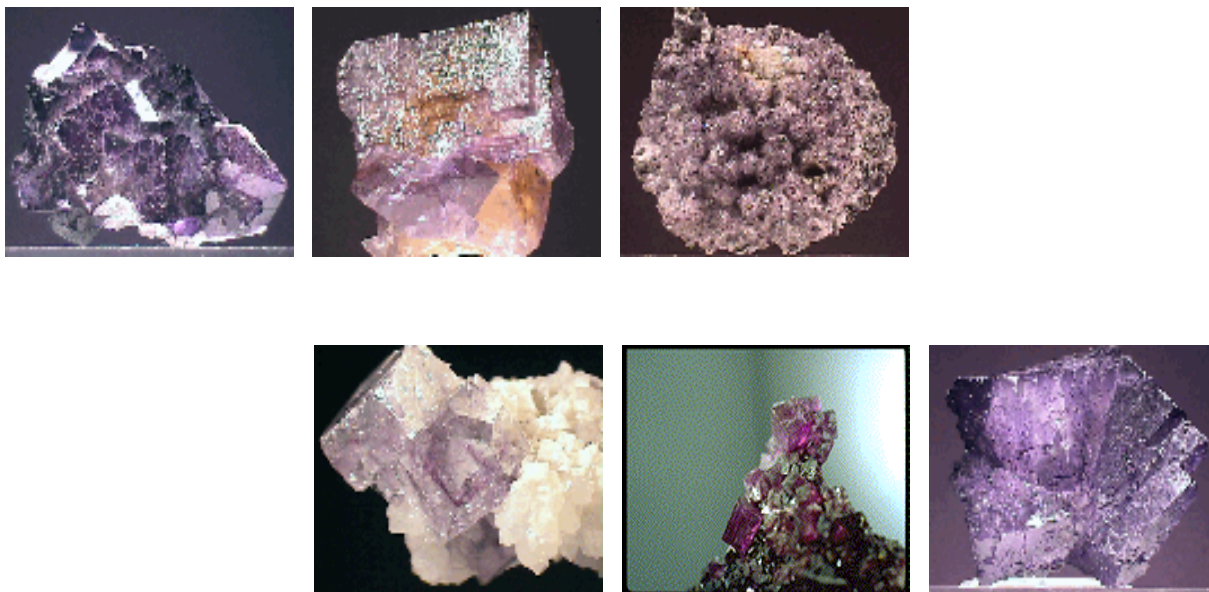
Dentina transparente o esclerótica:

Los estímulos pueden no solo inducir la formación adicional de dentina secundaria, sino también provocar cambios en la propia dentina. Pueden depositarse sales de calcio en las prolongaciones odontoblásticas en degeneración o alrededor de las mismas, que pueden obliterar los conductillos. Los índices de refracción de la dentina en la cual están ocluidos los conductillos se igualan, y dichas áreas se tornan transparentes (Bhaskar, S.N.1986).

FLUOR

Químicamente el flúor es un no metal, clasificado dentro de la categoría de los halógenos, que, a temperatura ambiente, se encuentra en estado gaseoso. Es el elemento conocido más electronegativo, razón por la cual en la naturaleza siempre se encuentra asociado con otras sustancias con las que forma diferentes tipos de compuestos.

Los compuestos orgánicos del fluoruro son extremadamente raros en la naturaleza, pero existen miles de compuestos orgánicos fluorados, sintetizados artificialmente. Las formas inorgánicas del fluoruro, en cambio son muy frecuentes, se combinan con diferentes metales por uniones iónicas, formando distintas sales, como fluoruro de sodio, de calcio, etc. (Bordoni, Noemí et al.1993).



DIFERENTES COMPUESTOS FLUORADOS

El flúor se halla presente en pequeñas cantidades en el cuerpo humano, alcanzando la mayor abundancia en los tejidos duros. El esqueleto humano actúa como un reservorio de flúor, cediéndolo cuando es requerido, o almacenándolo cuando la ingesta es abundante. El 95% del flúor se halla en huesos y en dientes. La fuente natural de este elemento se encuentra en la dieta y muy especialmente en el agua de consumo. Cuando este elemento se fija selectivamente en los tejidos duros, se produce una ligera modificación en su composición, aunque la relación fósforo-calcio se mantiene estable (Kameta y Fernández. 1979). Es muy importante aquí hacer notar que los mecanismos de la fijación del flúor se realizan tanto por vía endógena (fijación en huesos y en dientes por el suministro a través del flujo sanguíneo y de los humores intercelulares), como por vía exógena (fijación a los dientes por acción de contacto o tópica en el mismo medio bucal) (OMS. 1972).

El flúor ha sido incorporado a los materiales dentales en diferentes circunstancias, con la finalidad de prevenir la formación de caries secundaria. Algunos fabricantes incluyen flúor en el primer o en la resina adhesiva, otros en la partícula del composite, y en el caso de los ionómeros, en la matriz. Tanto el primero como el segundo de los casos, no han sido ampliamente utilizados por resultar imprácticos, ya que liberan poca cantidad de fluoruro y presentan resistencias adhesivas pobres. Cuando el flúor es incorporado a la partícula de la resina, éste se encuentra depositado contiguo a las paredes de la cavidad, pero son liberadas solo por hidrólisis bajas cantidades del ion, por lo que tienen efecto anticariogénico únicamente adyacentes a la superficie de contacto del composite. A diferencia de estos, los ionómeros vítreos pueden liberar en forma rápida grandes cantidades del ion a través de la matriz en la cual se encuentra libre, llevando su acción anticariogénica a toda la restauración y a las piezas adyacentes a la misma (Park, S.H., Yim, K.Y 1997).

Ante esta situación uno puede plantearse una serie de interrogantes como ¿cuánto flúor se desprende de los materiales dentales y por cuánto tiempo?, ¿Qué cantidad de flúor liberado por los materiales dentales tiene efectos anticaries?, ¿Existen factores que inhiban o eviten la liberación de flúor en los materiales dentales?, ¿Existen efectos nocivos, locales o sistémicos, por la liberación continua de flúor? entre otras, aunque aún algunas de estas preguntas no tienen una respuesta concreta y definitiva, según las conclusiones del CRA Newsletter:

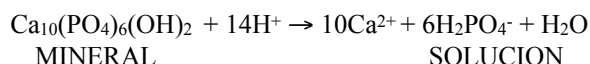
- a) puede que se desprenda o no, flúor clínicamente en algunos materiales
- b) actualmente, la cantidad de flúor que se necesita para conseguir efectos beneficiosos en la prevención de la caries aún está sin confirmar (CRA Newsletter, jun. 1994).

Donly y Segura realizaron una experimentación fabricando discos de ionómeros vítreos recargados con excesos de flúor, los que posteriormente compararon con ionómeros modificados con resinas y con composite como grupo control. Observaron que la liberación de flúor aumentaba con la mayor carga del ion fluoruro en los compuestos preparados. Sólo los discos con la mayor concentración de flúor (3% de fluoruro de sodio), evidenciaron la total inhibición de desmineralización adyacente al material, mientras que los que poseían menor carga (1% y 2 % de fluoruro de sodio), obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0.05$) con ellos. Los ionómeros polimerizables y el composite de control se encontraron muy por debajo de la capacidad de remineralizar presentando diferencias significativas con los discos de menor carga (Donly, K.J. and Segura A.2002). Debido a esta situación es que se propone la utilización de un fluoruro dentro de las cavidades para poder ejercer una acción remineralizante o protectora, pero como veremos, es importante evaluar si esta situación puede interferir con los procedimientos adhesivos de los materiales estéticos más utilizados en la actualidad.

PROCESO DE DESMINERALIZACIÓN

El proceso de desmineralización fue bien descrito por Chow y Vogel, como una reacción de disociación de protones producida por el ataque ácido, en un principio ácido láctico a través del metabolismo de carbohidratos por intermedio de las bacterias de la placa, con el mineral del diente.

La primera reacción de pérdida de iones minerales dentro de la solución puede graficarse de la siguiente manera:



El fosfato del esmalte dental es una forma básica de fosfato, pero cuando las condiciones del medio se acidifican a un pH de 5 – 6. y el ataque cariogénico ocurren, los iones fosfato disueltos son predominantemente más ácidos H_2PO_4^- , produciéndose una segunda solución gobernada por la actividad termodinámica de los iones (IAP), cuya ecuación para la hidroxiapatita es:

$\text{IAP (OHAp)} = (\text{Ca}^{2+})^{10} (\text{PO}_4^{3-})^6 (\text{OH}^-)^2$
--

Las cantidades entre paréntesis corresponden a la actividad de disolución de iones minerales. Cuando la IAP iguala a una constante del producto de la solubilidad K_{sp} , la solución se encuentra en equilibrio.

$\text{IAP (EN SOLUCION SATURADA)} = K_{sp}$
--

K_{sp} es aproximadamente 10^{-117} para la hidroxiapatita, y 10^{-106} para el esmalte.

El único requerimiento para que ocurra la desmineralización es que el IAP en la solución desmineralizante sea menor que la K_{sp} .

$(\text{Ca}^{2+})^{10} (\text{PO}_4^{3-})^6 (\text{OH}^-)^2 < K_{sp} \text{ DEL ESMALTE}$

Como el PO_4^{3-} y el OH^- son iones básicos, su actividad disminuye rápidamente cuando decrece el pH. Los iones H^+ son los únicos consumidos en la reacción de desmineralización, por lo que dicha reacción puede ser vista como un proceso constante de transporte de iones H^+ desde la superficie dentaria hacia la placa (Chow, L.C. y Vogel, G.L. 2001).

DIFERENCIAS EN LOS ÍNDICES DE DISOLUCIÓN EN ÁCIDO

Se piensa que los incrementos en la concentración de fluoruro en la lesión afectan el equilibrio del pH así como a la actividad de los componentes básicos y ácidos. En el caso del $\text{Ca}(\text{OH})_2$ su actividad sería abatida y, por lo tanto, podría reducir la fuerza impulsora para la difusión del calcio fuera de la lesión y de los protones al interior de la misma. Inversamente una mayor actividad del H_3PO_4 coincidirá con un aumento del fluoruro, lo cual promoverá la difusión del H_3PO_4 al exterior de la lesión, reduciendo por lo tanto su acidez (Silverstone, L.M. et al.1985).

| La sustitución de OH^- por F^- lleva a la reducción de la solubilidad, ya que el OH^- tiene una actividad de 10^{-9} mol/litro en una placa cariogénica típica a un pH 5; mientras que el F^- tiene una actividad 4000 veces mayor; alrededor de 4×10^{-5} mol/litro en la misma placa.

En un ambiente fluorado, se ejerce un efecto de penetración del ion dentro del área de destrucción mineral (Chow, L.C. y Vogel, G.L.2001). Como vimos, el fluoruro favorece la precipitación de los iones de calcio y fosfato en forma de apatita más que en forma de fosfatos de calcio solubles. La hidroxiapatita deberá formarse, por lo menos, en los sistemas experimentales, a un pH 6.8 o por arriba de él y los estudios de prueba con electrones muestran que el esmalte remineralizado tiene la misma proporción Ca: P (aproximadamente 2.1) que el esmalte normal.

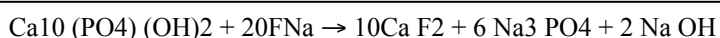
Las mediciones recientes de varios parámetros del modelo de remineralización muestran no sólo que el fluoruro incrementa la velocidad del depósito del fosfato de calcio, sino que también se incorpora en el mineral, probablemente como fluorapatita o fluorohidroxiapatita. Esto en sí mismo podría ser una contribución directa a la conocida reducción de solubilidad en ácido del esmalte remineralizado. (Silverstone, L.M. et al.1985). Por ejemplo, se ha demostrado que no sólo las oligocantidades de fluoruro favorecen la precipitación y la cristalización del fosfato de calcio de las soluciones saturadas, sino que también dictan cuál es la forma más básica de apatita que debe cristalizar, aun con valores relativamente bajos de pH (Silverstone, L.M. et al.1985).

Cuando el flúor combinado con otro elemento forma una sal, se encuentra con su estructura modificada y sus propiedades alteradas. Cuando estas sales se disuelven en agua, la molécula se disocia como resultado de hidratación, hidrólisis, o de ambas, manteniendo su forma ionizada, y presentando las propiedades originales.

Generalmente el flúor está bajo la forma de su ion fluoruro, (F^-). No obstante, puede adoptar la forma de iones F_2H^- o FH no disociado; según la influencia de la concentración iónica y el pH de la solución. En soluciones a pH neutro, prácticamente todo el flúor se encuentra como ion F^- . A medida que el pH disminuye, desaparecen progresivamente y son reemplazados por iones F_2H^- o FH no disociado (Bordoni, Noemí et al.1993).

Según dice la OMS el proceso de fijación del flúor a la hidroxiapatita se produciría en 3 etapas:

1. El anión flúor reemplazaría a algún otro anión de la capa de hidratación que cubre al cristal de apatita, como por ejemplo los oxhidrilos (OH-).
2. El flúor ya integrando la capa de hidratación haría intercambio con otro ion externo del cristal de apatita, puede ser otro OH-, CO₃H-, o bien otro F -.
3. El flúor de la capa externa del cristal migraría hacia el interior, quedando así definitivamente integrado a la red de la apatita, transformada así en fluorapatita. La estructura cristalina de ésta es más rígida y trabada, lo que explica su menor solubilidad. Si el aporte de flúor es mayor, se llega a formar fluoruro de calcio (F₂Ca). La ecuación sería la siguiente:



(OMS. 1972).

ACCIÓN ANTICARIOGÉNICA DEL FLÚOR

El fluoruro realiza su acción anticariogénica mediante tres mecanismos:

- * Interfiriendo el metabolismo bacteriano: los fluoruros (F-) presentes en la placa se unen a los iones hidrógeno (H-) resultantes del metabolismo bacteriano para formar ácido fluorhídrico, (HF), que es el compuesto que puede atravesar la pared celular de la bacteria: en el interior el HF se disocia acidificando la célula por la concentración de H. También interfieren su metabolismo al inhibir a la enzima enolasa (Van Louveren, C.1990).
- * Inhibiendo la desmineralización: el efecto inhibitor de la desmineralización se realiza si el fluoruro está sobresaturando el medio ambiente externo en el momento en el cual la bacteria genera ácidos (H-), los cuales son utilizados por los iones fluoruro para migrar al interior del esmalte, allí se adsorben a la superficie del cristal, aumentando así la resistencia a ataques ácidos posteriores (Van Louveren, C.1990).
- * Favoreciendo la remineralización del esmalte desmineralizado: este efecto lo realiza acelerando la incorporación de calcio y fósforo dentro del cristal e impidiendo la incorporación de carbonato; en consecuencia, el nuevo cristal remineralizado es menos soluble que la apatita carbonatada original (Ten Cate, J.M; Featherstone, J.D.B.1991).

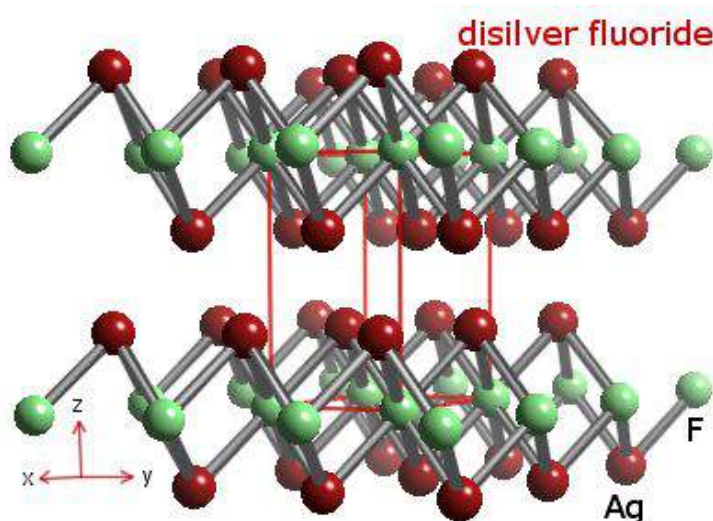
Ante este proceso de remineralización y teniendo en cuenta la variación del substrato dentinario, de nuevo debemos preguntarnos, ¿esto influirá en la adhesión?

HISTORIA DEL FLUORURO DIAMÍNICO DE PLATA

La capacidad de las soluciones de sales pesadas, como el nitrato de plata amoniacal, para detener o reducir el ataque de las caries en dientes vivos, se conoce desde hace mucho tiempo. El inconveniente de este procedimiento consiste en el intenso color negro que se produce sobre el diente por la precipitación de sales de plata (Suzuki, T. 1973).

En las últimas décadas, la profesión ha asistido al desarrollo de los fluoruros como agentes preventivos sumamente eficaces. La combinación de los efectos cariostáticos y preventivos del nitrato de plata amoniacal con los del fluoruro de sodio llevó al descubrimiento de un nuevo agente de acción preventiva intensa de uso clínico más fácil, que es el diamino fluoruro de plata (Barrancos Mooney, J.1999).

El fluoruro diamínico de plata es un líquido incoloro con un pH cercano a 8 que nació como un agente capaz de reunir las ventajas del nitrato de plata y del fluoruro de sodio (Moritani, Y. et al.1970).



ESTRUCTURA MOLECULAR DEL FLUORURO DIAMINICO DE PLATA

La solución utilizada contiene el 38% del preparado diamino fluoruro de plata ($\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$); la que, al ser aplicada sobre el diente, forma productos reaccionales con la hidroxiapatita: fluoruro de calcio, fosfato de plata y plata proteica precipitada. Como resultado, aumenta el contenido mineral de la dentina parcialmente desmineralizada y oblitera por precipitación los túbulos dentinarios evitando la penetración de las bacterias o sus toxinas (Barrancos Mooney, J.1999). Como veremos más adelante esto puede influir con las técnicas adhesivas, ya que dicha obliteración puede interferir con la penetración resinosa en la trama dentinaria descalcificada, si bien un estudio clínico sobre 25 pacientes estudiados al MEB, evidenció que el grabado ácido actuó en el 100% de los casos, sin provocar alteraciones en la mineralización lograda por el cariostático, y se observó la presencia de trabas micromecánicas en la dentina remineralizada, manteniendo una obliteración por parte de la plata de los conductillos dentinarios (Pólvara, Beatriz et al. 2002).

El fluoruro diamínico de plata al 38%, representa una opción óptima para ser utilizada en niños como cariostático, ya que produce inhibición y detención del proceso carioso, posee acción bactericida y antienzimática, produce desensibilización de la dentina, y en contacto con la hidroxiapatita, forma compuestos insolubles en el medio bucal.

Muchas investigaciones han sido publicadas hace tiempo sobre el fluoruro diamínico de plata, relacionándolo al aumento de la resistencia mineral a los ácidos, inhibición de la solubilidad dentaria, obliteración de los túbulos dentinarios, remineralización la dentina cariada, inhibición de la adherencia y crecimiento de los estreptococos a la superficie del esmalte, lo que impide la formación de la placa bacteriana, brindando un efecto cariostático y preventivo (Moritani, Y. et al.1970) (Nishino y colab., 1969) (Shimizu, 1974).

Suzuki encuentra un 62,7% de acción cariostática en los pacientes tratados con fluoruro diamínico de plata al 38% (Suzuki, T. 1973), mientras que Moritani y colaboradores hallan índices más elevados 84,6% (Moritani, Y. et al.1970), mientras tanto Nishino y su grupo de investigación encuentran al tercer mes de tratamiento paralización de las lesiones cariosas entre un 87-90%, y hacia el sexto mes entre un 76-87% (Nishino et al., 1969).

En discapacitados minusválidos institucionalizados no se puede llevar a cabo la prevención con los métodos convencionales. Es por ello que resulta excluyente en estos pacientes, "la aplicación" del Fluoruro Diamínico De Plata al 38 por ciento diluido al 50 por ciento en agua, o puro. Aplicado semestralmente es el método más efectivo, menos trabajoso, de más bajo costo y mejor aceptado para lograr prevención en enfermos portadores de patologías sistémicas y albergados en instituciones específicas para su asistencia. El efecto altamente desensibilizante de la medicación sobre dentina expuesta por caries; sensible a la agresión mecánica y térmica; mejora la calidad de vida de aquellos a quienes no se les puede efectuar tratamiento odontológico convencional (Alarcón, Elba; et al 1996).

Yokoyama, Kimura, Matsumoto, Fujishima y Miyazaki encontraron que la aplicación de fluoruro diamínico de plata al 38% seguida de una irradiación de láser de arseniuro de galio de 2 segundos, es exitosa para prevenir la fractura radicular en dientes tratados endodónticamente (Yokoyama K. Et. Al. 2001)

También se halló una significativa disminución de la solubilidad del esmalte y la dentina humanos tratados con fluoruro diamínico de plata e irradiación con un láser semiconductor, produciendo un efecto ácido – resistente en los tejidos duros dentarios (Yu DG, et.al.2001)

Shmizu y Kawagoe en 1976 definen un triple mecanismo de acción cariostática del Fluoruro Diamínico de Plata.

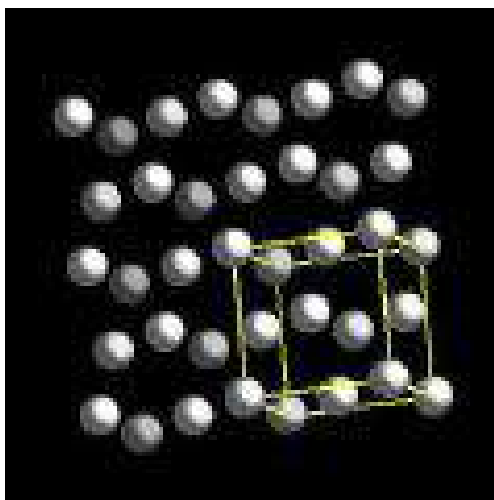
- a) Obturación de los túbulos en la dentina: estos túbulos son la principal vía de infiltración bacteriana. Su obturación es fruto de la acumulación de compuestos de Ag. Aunque los microorganismos lleguen a los túbulos, su proliferación será inhibida por la acción oligodinámica de la Ag.
- b) Acción cariostática: generada por la formación de componentes poco solubles, dadas las reacciones entre el $F(NH_3)_2Ag$ y el esmalte de los dientes, generando esencialmente fluorapatita.
- c) Acciones antienzimáticas por efectos del ion Ag sobre enzimas y otros compuestos orgánicos del diente. (Shmizu y Kawagoe. 1976).

Tanto el efecto ácido resistente de la dentina fluorada e irradiada con láser, como así también la obliteración de los túbulos por compuestos de plata, que como sabemos es un metal, nos podría inducir a un aumento de adhesión por parte de los ionómeros, por intermedio de sus grupos carboxilos quelantes, pero a la vez a una disminución de la adhesión de las resinas, ya que se dificultaría la desmineralización dentinaria y posterior infiltración. (Toshiyuki, Suzuki et al. 1976).

La acción antibacteriana del fluoruro diamínico de plata (FDP), fue considerada como producto del resultado de la acción del ion plata. Esta acción puede ofrecer una inhibición de la colonización del St. mutans sobre la superficie del esmalte tratada con este agente. Dichos microorganismos son forzados a aglutinarse por una proteína de alto peso molecular, dextrano; y el FDP inhibe la inducción de aglutinación de los dextranos aún a bajas concentraciones (0,12 $\mu\text{mol/ml}$), efecto también atribuible al ion plata, ya que el nitrato de plata amoniacal también lo produce, pero el fluoruro de sodio no. El FDP también es capaz de suprimir actividades enzimáticas como las de la glucosil y fructosil transferasa, importantes para el metabolismo de monosacáridos y la síntesis de polisacáridos intracelulares indispensables para la iniciación del proceso carioso (Toshiyuki, Suzuki et al. 1976).

PLATA

Es un metal lustroso de color blanco-grisáceo. Desde el punto de vista químico, es uno de los metales pesados y nobles; desde el punto de vista comercial, es un metal precioso. Hay 25 isótopos de la plata. Sus masas atómicas fluctúan entre 102 y 117. La plata es un metal cuyo símbolo es Ag, su número atómico 47 y su peso atómico 107,870. Presenta Valencia 1, , su electronegatividad es de 1,9, su punto de ebullición es de 2210 °C y el de fusión 960,8 °C presentando un radio covalente de 1,53 y un radio atómico de 1,44.



ESTRUCTURA MOLECULAR DE LA PLATA

En la mayor parte de sus aplicaciones, la plata se alea con uno o más metales y posee la más alta conductividad térmica y eléctrica de todos los metales (Fernandez Serventi, H 1979)

La plata pura es un metal moderadamente suave (2.5-3 en la escala de dureza de Mohs), de color blanco, un poco más duro que el oro. Cuando se pule adquiere un lustre brillante y refleja el 95% de la luz que incide sobre ella. Su densidad es 10.5 veces la del agua. La calidad de la plata, su pureza, se expresa como partes de plata pura por cada 1000 partes del metal total. Aunque la plata es el metal noble más activo químicamente, no lo es tanto si lo comparamos con la mayoría de los otros metales. No se oxida fácilmente, pero reacciona con el azufre o el sulfuro de hidrógeno para formar la conocida plata deslustrada. La plata no reacciona con ácidos diluidos no oxidantes (ácidos clorhídrico o sulfúrico) ni con bases fuertes (hidróxido de sodio). Sin embargo, los ácidos oxidantes (ácido nítrico o ácido sulfúrico concentrado) la disuelven al reaccionar para formar el ion positivo de la plata, Ag^+ . Este ion, que está presente en todas las soluciones simples de compuestos de plata solubles, se reduce fácilmente a metal libre por agentes reductores orgánicos. (Fesquet, A. J. 1931)

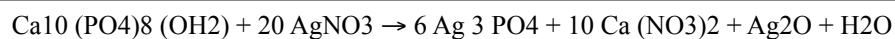
La plata casi siempre es monovalente en sus compuestos, pero se conocen óxidos, fluoruro y sulfuro divalentes. Algunos compuestos de coordinación de la plata contienen plata divalente y trivalente lo que aumenta la concentración del ion en la solución como veremos más adelante (Gotjamanos, T and Afonso, F.1997).

Aunque la plata no se oxida cuando se calienta, puede ser oxidada química o electrolíticamente para formar óxido o peróxido de plata, un agente oxidante poderoso. Por esta actividad, se utiliza mucho como catalizador oxidante en la producción de ciertos materiales orgánicos.

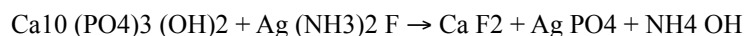
La plata, por otra parte, es usada desde la antigüedad, en especial como nitrato de plata (NO_3Ag) para el tratamiento efectivo contra las caries, con el método de impresiones argénticas. El ion Ag^+ posee una potente acción proteinocoagulante, con formación de un complejo Ag-proteico. Además posee acción inhibitoria sobre enzimas y es bacteriostático (Accepted dental therapeutics.1982).

Suzuki y colaboradores han estudiado la acción del $\text{F}(\text{NH}_3)_2\text{Ag}$ sobre la placa microbiana, encontrando no sólo un efecto bacteriostático por razón del ion Ag, sino también una acción inhibidora de la aglutinación de las colonias microbianas sobre moléculas de dextrano de alto peso molecular (Suzuki y col. 1976) .

Con la hidroxiapatita del esmalte dentario es capaz de reaccionar rápidamente, formando fosfato de plata (PO_4Ag_3) insoluble.



Vemos que el flúor actúa sobre el esmalte y la plata sobre las proteínas, aumentando la resistencia a las caries; pero también se puede observar que al aplicar flúor se libera PO_4 soluble, y cuando se aplica plata se libera Ca^{2+} soluble, ambos componentes esenciales de la estructura dental. Estudiando detalladamente estas reacciones es posible observar que si se usan conjuntamente se formará fosfato de plata y fluoruro de calcio, ambos difícilmente solubles.



(Accepted dental therapeutics.1982).

Estudios científicos que demostraron que el FDP al ponerse en contacto con los cristales de hidroxiapatita, forman fluoruro de calcio y fosfato de plata, insolubles en el medio bucal y al precipitar sobre la superficie dentaria descalcificada producen la remineralización. Describen el mayor potencial de penetración en comparación con otros fluoruros tópicos, la profundidad de penetración del F- en la dentina está por encima de los 50 a 100 micrones, mientras la penetración de la Ag+ es más profunda acercándose a la cámara pulpar. (Suzuki y col. 1976).

El índice de medición de fluorosis fue tomado de Thylstrup and Fejerskov index (TFI).

Índice TFI: cambios en la morfología del esmalte fluorado.

0 = esmalte con translucidez y color normal

1 = esmalte con líneas opacas blancas delgadas

2 = esmalte con líneas opacas blancas más pronunciadas, que confluyen formando áreas blancas irregulares, en bordes incisales y cúspides

3 = esmalte con áreas opacas blancas dispersas en varios lugares de la superficie

4 = esmalte con toda su superficie cubierta por áreas opacas blancas

5 = esmalte con toda su superficie cubierta por áreas opacas blancas con presencia de pérdidas focales de menos de 2 mm de diámetro

6 = esmalte con pérdidas superficiales que confluyen formando bandas de menos de 2 mm de altura en sentido vertical

7 = esmalte con pérdidas superficiales que abarquen menos de la mitad de la corona dentaria

8 = esmalte con pérdidas superficiales que abarquen más de la mitad de la corona dentaria

9 = pérdida casi total de la superficie adamantina que resulta en variaciones de la morfología dentaria

(Bordoni, Noemí et al.)

La fluorosis disminuye la resistencia adhesiva de los ionómeros vítreos modificados con resina de restauración a la dentina.

El Vitremer obtuvo diferencias significativas en los valores adhesivos a dentina de dientes con fluorosis:

En fluorosis 0 = 7,4 MPa; y 2.4 de desviación standard.

En fluorosis 1 – 3 = 4,9 MPa; y 2 de desviación standard.

En fluorosis 4 – + = 3,5 MPa; y 2 de desviación estándar.

(Awliya, Y. And Akpata, E.S.1999).

La distribución de las fracturas adhesivas también fue diferente, observándose mayor cantidad de fallas cohesivas del material en los casos de ausencia de fluorosis, y adhesiva a medida que la fluorosis aumentaba. No obstante, el aumento de las líneas de von Ebner y de la dentina interglobular esperadas en una hipomineralización han sido descriptas en dentinas severamente fluoradas.

La disminución de la resistencia adhesiva en fluorosis TFI = 1 – 3 y 4 o más, con relación a la no fluorada TFI = 0, pueden ser atribuidas a la hipomineralización del sustrato dentinario, el que pasa a ser menos conductivo para la adhesión con los materiales restauradores. Estos hallazgos demuestran que la adhesión de los ionómeros vítreos a la dentina está influenciada por el grado de mineralización del sustrato dentario. La disminución de iones Ca disponibles por unidad de superficie para la adhesión con los grupos carboxilos de los ionómeros vítreos en las técnicas restaurativas, puede ser la causa. (Thylstrup, A. and Fejerskov, O.1978).

Opinya y Pameijer, estudiaron los efectos de la fluorosis en la resistencia adhesiva de los composites a esmalte, no encontrando diferencias significativas en la resistencia tensional de las resinas en TFI = 1 a 3. Sin embargo, fluorosis más severas dieron como resultado disminución en dichas resistencias adhesivas. (Opinya, G.N. and Pameijer, C.H.1986

Las marcas más comercializadas en el país son Fluoroplat (N.A.F.) , Fagamin (Tedequim.) y Saforide (Kuraray), todos se presentan con una concentración del 38 %.

COMPOSICION PORCENTUAL POR PESO	
AGUA DESMINERALIZADA Y DEIONIZADA	56,275
NITRATO DE PLATA	26,992
HIDRÓXIDO DE AMONIO	14,736
ÁCIDO FLUORHÍDRICO	1,997

SECUENCIA CLÍNICA

1. Profilaxis de la lesión: se limpia la superficie con agua oxigenada.
 2. Eliminación de la humedad con goma dique con aislación absoluta.
 3. Secado
 4. Aplicación del agente: con pincel o torunda de algodón durante 3 minutos
 5. Lavado con agua
 6. Se realiza esta operación durante 3 minutos, 3 aplicaciones, con intervalo de 2 a 7 días
 7. Neutralización con abundante agua o solución salina diluida.
- (Yamaga R. Et al. 1972).

EFFECTOS SOBRE EL METABOLISMO BACTERIANO

Los estudios bioquímicos en homogenados de músculo y en sistemas enzimáticos puros, habían demostrado que el fluoruro puede inhibir a la enolasa y a algunas otras enzimas que intervienen en la glucólisis y en la oxidación celular. Los investigadores no tardaron en comprender las implicancias posibles de estos hallazgos y pronto se puso a prueba la idea que el fluoruro podría reducir la caries al inhibir la producción bacteriana de ácido o su proliferación. Los primeros estudios sobre cultivos puros incubados de bacterias salivales y más tarde en la saliva y en el sedimento salival, confirmaron que el fluoruro

podía inhibir la producción de ácido, pero que eran necesarias concentraciones de 2 ppm de F y superiores, para lograr efectos pequeños, pero significativos.

La sensibilidad al fluoruro aumenta por un pH ácido, de modo que a pH 5.0 una cantidad tan pequeña como 6 a 10 ppm de F detuvo totalmente la producción de ácidos, producto de las bacterias, por varias horas. (Silverstone, L.M. et al.1985).

EFFECTOS MEDIADOS POR LA MORFOLOGÍA DEL DIENTE

Es probable que haya mayor acuerdo acerca de la reducción inducida por el fluoruro en la altura de la cúspide y en la profundidad de la fisura, así como un incremento en su anchura, más que la alteración producida en los diámetros de los dientes posteriores (Silverstone, L.M. et al.1985).

PRECAUCIONES

Es un agente levemente irritante de la pulpa dental, por lo que, cuando se trabaja en cavidades profundas se recomienda su uso diluido de 2 a 3 veces en agua destilada. La topicación con FDP origina un manchado marrón oscuro o negro con el consiguiente deterioro estético, limitando su uso a dientes temporarios o áreas poco visibles. Se recomiendan soluciones salinas del 1 al 3 % y agua oxigenada diluida para neutralizar este efecto y evitar el teñido de áreas no deseadas (Yamaga R. Et al. 1972).

En lugar de las concentraciones esperadas de 60.000 p.p.m. de ion fluoruro en una solución al 40% fueron encontradas 120.000 a 127.000 p.p.m. ya que según el Centro de Química de Australia Occidental, las soluciones no contienen fluoruro sino di-fluoruro de plata; y como existe riesgo de sobredosis de flúor al ingerir pastas dentífricas que contienen entre 1.000 – 1.500 p.p.m. o geles fluorados con 6.000 – 12.000 p.p.m., se debe considerar un riesgo de alta toxicidad cuando se utiliza al FAg en niños (Gotjamanos, T and Afonso, F.1997) (Gotjamanos T, Orton V.1998)

Debido al volumen sumamente alto del ion fluoruro; alrededor del 12 %, presente en la solución del fluoruro diamínico de plata al 40%, se genera un potencial para causar fluorosis cuando se utiliza en niños. Gotjamanos en un estudio in vitro demostró que la aplicación de fluoruro diamínico de plata al 40% en lesiones cariosas profundas podría generar una entrada de 3 a 4 mg de ion fluoruro en la circulación sistémica, llegando a la conclusión que, como no existen ensayos clínicos científicamente comprobados sobre la seguridad del fluoruro diamínico de plata al 40%, sería apropiado su retiro del uso clínico extenso hasta que se lleven a cabo comprobaciones de su inocuidad. Asimismo destaca que la utilización de soluciones menos concentradas del 1 al 4 %, pueden ser eficaces tanto como al 40% en el tratamiento de caries profundas (Gotjamanos T, 1997)

Estudios en ratas confirman que una solución al 4% de fluoruro de plata induce a la formación de una fluorosis, por lo que se recomienda que las concentraciones del 40% sean eliminadas de la práctica clínica (Gotjamanos T, Ma P. 2000)

Existen problemas de seguridad mayores acerca del uso clínico de la solución de AgF al 40 %:

- * La ingesta accidental de los niños de AgF cuando son colocadas y retiradas de la boca las torundas de algodón traducida en una masa de iones fluoruro de entre 2.8 mg a 10.9 mg. El dosaje tóxico de fluoruro es 5 mg/kg de peso, pero una dosis de 4 mg /kg puede ser fatal para un niño joven. El fracaso al quitar el exceso de la solución de AgF del algodón puede elevar la dosis de fluoruro a un nivel cercano a la mitad de la dosis tóxica (Gotjamanos T, 1997)
- * La aplicación sobre dentina cariada, donde se podrían depositar dentro de la misma durante la aplicación en una sola cavidad entre 2.6 y 16.6 mg de AgF (Gotjamanos T, 1997)
- * La penetración en la pulpa del ion fluoruro, provocaría la entrada subsecuente en la circulación sistémica encontrándose una alta concentración aun en dientes extraídos sin presión pulpar en los casos de tratamientos de caries profundas. Si bien esto no se puede extrapolar exactamente a la clínica, indica que puede no ser un método seguro (Afonso F, Gotjamanos T, 1996)

A pesar de ello se observó histologicamente, excelente respuesta pulpar en 50 de los 55 dientes con caries profundas tratados con FD de Ag seguida de la aplicación de ionómero vítreo, con gran formación de dentina y una ancha banda odontoblástica. (Gotjamanos T.1996)

La utilización del fluoruro diamínico de plata no mostró ningún efecto protector en contacto con la pulpa dental en exposiciones provocadas artificialmente, pero tampoco provocó alteraciones diferentes a las producidas por la simple exposición pulpar, como la presencia de células inflamatorias, hiperhemias, inflamación supurativa o necrosis parcial en períodos de evaluación de 3 a 30 días. (Hosoya Y, Aritomi; K and Goto G.1990)

El reconocimiento de que el flúor, a determinadas dosis, es una sustancia tóxica, ha obligado a la ciencia odontológica a mantener un criterio responsable y racional para su uso. Esto ha determinado el desarrollo de cuidadosos y rigurosos estudios sobre sus aspectos metabólicos y toxicológicos y a un permanente análisis crítico de las investigaciones actualizadas sobre fluoruros en materia clínica, epidemiológica, bioquímica y farmacológica. Estudios clínicos, radiográficos, metabólicos y enzimáticos, especialísimas investigaciones sobre órganos, tasas de morbilidad y mortalidad han sido y continúan siendo controlados, revisados y sometidos a reevaluaciones por comités de expertos y consejos especiales de las principales organizaciones internacionales de la salud. El veredicto de la comunidad científica establece que, sin controversia alguna, utilizando las dosis adecuadas se obtiene un enorme beneficio para la salud bucal, sin riesgo alguno para la general (Basso, Martha L. 1994)

IONOMERO VITREO

El ionómero vítreo fue desarrollado por Wilson y Kent en 1972; posteriormente fue comercializado en Europa, primero, y en los EE.UU después, con el nombre de ASPA (aluminio silicato poliacrilato), en virtud de sus elementos constitutivos (Macchi, R.L.1993). La idea original fue obtener un material que retuviera las cualidades estéticas del vidrio y las adhesivas del ácido poliacrílico, evitando los inconvenientes que tenían los silicatos, debidas al ácido fosfórico o los policarboxilatos en cuanto a su pobre estética por contener óxido de zinc en su composición (De la Macorra García, J. C.1995).

En los ionómeros vítreos, un líquido a base de ácido poliacrílico es mezclado con un polvo que básicamente es un vidrio soluble en dicho ácido. Se obtiene así una masa translúcida y de características estéticas, producto de la ionización de ese vidrio y de la formación de una matriz polimérica; de ahí la denominación de ionómero vítreo. (Macchi, R.L.1993)

CEMENTOS DE IONÓMEROS DE VIDRIO AUTOPOLIMERIZABLES

Pertenecen al tipo de materiales de los cementos con reacción ácido - base, y su endurecimiento se produce por neutralización de grupos ácidos de un polímero soluble en agua con una base fuerte en forma de polvo. La base es un vidrio especial de calcio - aluminio – silicato que contiene flúor. Esta característica resulta especialmente importante porque la liberación de concentraciones clínicamente relevantes de iones de flúor ayuda a impedir la aparición de caries secundarias en los márgenes de las obturaciones. (Nicholson J.W. And Croll, T. P. 2000)

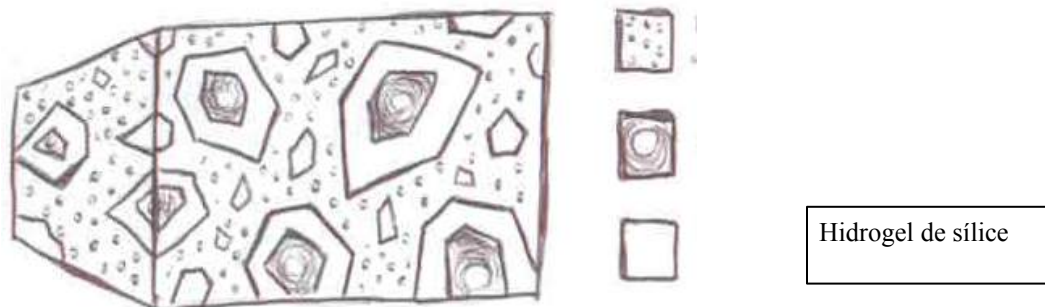
Así como los agentes de enlace al esmalte y a la dentina hacen factible lograr adhesión con las resinas reforzadas, otro sistema adhesivo lo constituye un grupo de cementos a base de ácido poliacrílico, que comprenden los cementos de policarboxilato y los ionómeros vítreos. Ambos materiales fundamentan su adhesión específica al esmalte y a la dentina, y aún al cemento dental, en la gran cantidad de grupos carboxílicos que contienen en estado fluido y que, al mojar la superficie dentaria, logran unirse molecularmente con el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y de la dentina, y en menor grado, con el colágeno de esta última (Macchi, R.L.1993).

Los ionómeros consisten en un vidrio de aluminio y sílice con un alto contenido de fluoruro que al interactuar con un ácido polialquenoico, dan como resultado partículas de vidrio rodeadas y sostenidas por una matriz que emerge de la disolución de la superficie de las partículas de vidrio en el ácido. Las cadenas de poliacrilato de calcio se forman bastante rápido, dando la matriz inicial que mantiene las partículas juntas. Tan pronto como los iones calcio están envueltos, reaccionan los iones aluminio, formando una matriz final de poliacrilato de aluminio menos soluble y notablemente más fuerte (Mount, Graham J. 1990).

ESTRUCTURA

La configuración del ionómero vítreo fraguado es del tipo de estructura nucleada. Una gran cantidad de núcleos está dada por vidrio que no ha reaccionado en el líquido; dichos núcleos están rodeados de un hidrogel de sílice y aglutinados por una matriz de policarboxilato o poliacrilato de calcio y aluminio.

Estructura del ionómero vítreo.



ESTRUCTURA DEL IONOMERO VITREO

Se mencionó que el ion flúor también era liberado durante el fraguado. Esto constituye una gran ventaja del ionómero vítreo como agente carioestático y desensibilizante (Macchi, R.L.1993).

Recuérdese que los ionómeros vítreos son cementos que endurecen mediante una reacción química ácido – base, y que además de ser adhesivos y liberar fluoruros, son bien tolerados por el complejo dentino – pulpar, lo que hace de estos materiales una excelente opción para el tratamiento de la dentición primaria y permanente joven, así como para el tratamiento de pacientes discapacitados, de difícil atención y para los pacientes de tercera edad, especialmente para el tratamiento de caries radicales (Edelberg, Martín.2001).

Los ionómeros vítreos fueron inicialmente desarrollados para la restauración de erosiones cervicales. Las posibilidades de adherir a éstas un ionómero, sin preparación cavitaria, constituyó en un comienzo la indicación clínica en aquellos casos de erosiones cuneiformes, con hipersensibilidad (Macchi, R.L.1993).

Otro aspecto de amplia aplicación de los ionómeros lo constituye el cementado de restauraciones de inserción rígida y, recientemente, para la fijación de brackets y bandas ortodóncicas, coronas, incrustaciones y pernos metálicos, incluidas las coronas de porcelana fundida sobre metal, sellado de fosas y fisuras, para el tratamiento remineralizador de lesiones no cavitadas, para el tratamiento desensibilizador de lesiones cervicales (abfracciones) y para mejorar las indicaciones de la reconstrucción de muñones y de los rellenos cavitarios (Edelberg, Martín.2001).

COMPOSICIÓN

Polvo:

El vidrio se presenta en forma de polvo y es capaz de liberar una gran cantidad de iones (Ca^{++} , Al^{+++} , Sr^{++} , La^{++} y/o Zn^{2+}); al ser atacado por el ácido (De la Macorra García, J. C.1995). El polvo es preparado de manera muy semejante a la utilizada para preparar el del cemento de silicato, esto es mediante la fusión de una mezcla de sílice, aluminio y un fundente fluorado a altas temperaturas entre 1100 y 1300°C en un horno eléctrico. El producto fundido de apariencia blanco lechosa es enfriado bruscamente y molido hasta obtener un polvo finamente pulverizado (Uribe Echevarría, J) (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982). Está constituido por partículas con un tamaño máximo del orden de 45µm (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982). Posteriormente este ha sido reducido a un promedio de 15 µm de diámetro para permitir su aplicación como medio cementante (Uribe Echevarría, J2000) La estructura es también la de una fase continua de aluminio – silicato, con pequeñas zonas esféricas ricas en fluoruro, dispersas en ella. (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982).

Líquido:

El poliácido, en forma de líquido, se formuló inicialmente con ácido poliacrílico en una solución acuosa, pero, dependiendo del fabricante, puede combinarse con otros ácidos como el tartárico, itacónico, maleico o fosfónico. De manera más genérica se puede denominar a este ácido como policarboxílico, debido a que su cadena contiene gran cantidad de radicales carboxílicos $-\text{COOH}$ (De la Macorra García, J. C.1995).

El ácido poliacrílico se prepara por polimerización acuosa del ácido acrílico al 20% a una temperatura de 85°C, utilizando como iniciador el persulfato de amonio, y al alcohol isopropílico como agente transferente de cadena. La solución es posteriormente concentrada al 50% mediante un proceso de destilación (Uribe Echevarría, J.2000).

El ácido poliacrílico es un ácido carboxílico que no tiene una viscosidad y estabilidad adecuadas para su aplicación, por ello lo más comúnmente utilizado es una solución acuosa de un copolímero de ácido poliacrílico e itacónico, con una pequeña cantidad de ácido tartárico para regular el tiempo de fraguado (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982).

POLVO		LIQUIDO	
SiO_2	29%	POLÍMERO DE ÁCIDO ACRÍLICO – ÁCIDO ITACÓNICO	47-5%
Al_2O_3	17%	AGUA	47-5%
CaF_2	34%	ÁCIDO TARTÁRICO	5-0%
Na_3AlF_6	5%		
AlF_3	5%		
AlPO_4	10%		

La reacción de fraguado de los ionómeros de vidrio se produce de la siguiente manera:

1. La disociación del vidrio bajo la influencia del políácido produce una liberación de iones Ca^{++} y Al^{+++} . Estos últimos se liberan probablemente en forma de aniones complejos con varios átomos de aluminio.
2. A la rápida reacción de los iones de Ca^{++} con las cadenas de políácidos se añade la reacción más lenta del Al^{+++} , liberado del complejo aniónico.
3. La hidratación gradual de los fragmentos inorgánicos proporciona un incremento progresivo de la dureza de la matriz y una mejor tolerancia a la desecación.

Esto es sumamente importante ya que una de las desventajas de los ionómeros de vidrio es su sensibilidad a la humedad en la fase precoz, precisamente inmediata a su aplicación. (Nicholson J.W. And Croll, T. P. 2000)

Al mezclar el polvo con el líquido, se produce una reacción química compleja: el vidrio es atacado por los protones hidratados del líquido (H^+) y libera iones Al^{+++} , Ca^{++} y F^- ; éstos, a su vez, reaccionan con el líquido, el calcio lo hace rápidamente y forma una matriz de policarboxilato de calcio que da al cemento su fraguado inicial, el aluminio lo hace más lentamente y forma parte también de la matriz como policarboxilato de aluminio, produciendo un mayor endurecimiento hasta alcanzar el fraguado final. (Macchi, R.L.1993)

La reacción de fraguado puede describirse como un enlace iónico transversal entre las cadenas políácidas, dando una fuerte unión políácido/matriz salina. Sin embargo, los enlaces divalentes iniciales de los iones calcio, no son estables y son fácilmente solubles en agua. Dentro de la masa dura de cemento continúa el fraguado con más enlaces transversales de los iones aluminio, que por ser trivalentes son menos solubles. Esta segunda fase aumenta las propiedades físicas, dando un material duro, estable, pero quebradizo (Mount, Graham J. 1990).

La reacción de fraguado es una reacción ácido - base típica en la que se forma una sal: poliacrilato, polifosfonato o polimaleinato y agua. Dicha sal forma el entramado o matriz que retiene los restos o núcleos de las partículas de vidrio sin reaccionar. Estos restos sin reaccionar están rodeados por una capa de lo que se ha dado en llamar “gel silícico hidratado”. Dicha capa es la zona exterior de las partículas atacadas por el políácido y de ella procede el intercambio iónico entre el políácido y el cristal (De la Macorra García, J. C.1995).

Se ha especulado recientemente con la existencia de otra reacción concomitante de fraguado, consistente en la formación de una matriz de silicato, responsable de la maduración del cemento, formada por la reacción química de la sílice del vidrio. Esta reacción es posible gracias a la presencia de agua y que, por su propia naturaleza, es una reacción lenta. Esta lentitud es crucial y se debe a las dificultades que tienen los iones extraídos de los cristales para migrar a través de una matriz progresivamente rígida, en busca de sus lugares de acoplamiento. Es evidente que los iones de mayor valencia y/o peso molecular; principalmente Al^{+++} , tendrán mayores dificultades pero, a la vez, son los que producen mayor grado de entrecruzamiento entre las diferentes moléculas, lo que produce una red más estable y resistente (De la Macorra García, J. C.1995).

Agua:

Es un componente esencial de la fórmula. Su misión fundamental es proporcionar el medio en el que se realizan los intercambios iónicos. Su balance adecuado es esencial, debido a que su disminución o exceso producen enormes alteraciones estructurales del material. Los primeros cementos de ionómero de vidrio tenían una molesta tendencia a cuartearse al ser desecados, en cualquier momento, principalmente en las primeras fases de la reacción, o a erosionarse al ser mojados, fundamentalmente antes de que el cemento estuviera maduro (De la Macorra García, J. C.1995).

Aproximadamente el 24% del cemento fraguado es agua, y mayor cantidad puede ser absorbida hasta que no se complete la matriz de poliacrilato de aluminio; asimismo, si el cemento queda expuesto al medio ambiente, también podrá perder agua; este problema hídrico de pérdida y ganancia de agua, es probablemente el más relevante(Mount, Graham J. 1990).

Adhesión:

La adhesión química entre el cemento de ionómero vítreo y el esmalte o la dentina, puede conseguirse perfectamente por una capa de intercambio iónico visible en el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB). Esta unión es de relativa baja resistencia a la tracción, aunque el fallo normalmente ocurre dentro del cemento más que en la interfase cemento - diente, es decir, generalmente se produce una falla cohesiva antes que la falla adhesiva(Mount, Graham J. 1990).

La capacidad de adherirse a la fase mineral del esmalte o la dentina se cree que pueda ser debida a una unión irreversible de los iones de poliacrilato a la superficie de la hidroxiapatita. Allí desplazan a los iones fosfato, de manera que en la superficie tisular hay policarboxilato incluido, y en la superficie de cemento hay iones calcio y fosfato desplazados del diente (De la Macorra García, J. C.1995). Se estudió por espectrografía de rayos fotoelectrónica que la unión de los grupos carboxilos a la hidroxiapatita del esmalte y a una hidroxiapatita artificial fue del 67,5 % encontrando que la unión química débil al calcio se promueve luego de reemplazar a los grupos fosfatos de la superficie de la hidroxiapatita por los grupos carboxílicos de los polialquenoatos(Yoshida Y, et al 2000).Se forma así una unión gradual, sin cambios bruscos de fase, mediante una capa intermedia, de transición entre la masa del cemento y el tejido. Se cree que esta es una de las diferencias entre los cementos de vidrio ionómero clásicos de curado químico, y los nuevos materiales a base de vidrio ionómero con el agregado de resinas (De la Macorra García, J. C.1995).

Además de adherirse específicamente al esmalte y a la dentina también logra una fuerte unión al acero inoxidable por atracciones iónicas y polares (adhesión físico – química). Las fuerzas de adhesión pueden ser aumentadas por el acondicionamiento del sustrato empleando soluciones ácidas o mineralizantes. El ácido poliacrílico al 12% aplicado sobre el tejido dentinario durante un lapso de 15 segundos remueve parcialmente el barro dentinario y aumenta la fuerza de adhesión química del ionómero vítreo. (Uribe Echevarría, J, 2000).

Liberación de fluoruros:

Al igual que con el cemento de silicato, el fluoruro se usa como un fundente durante la fabricación del vidrio, en el que queda incorporado en forma de gotitas extremadamente finas. Algunos fluoruros se obtienen de las mismas partículas de polvo, pero hay una considerable liberación después de la mezcla con ácido polialquenoico, creándose un flujo continuo a partir de la matriz, durante largos períodos de tiempo, después de su colocación. Puesto que el fluoruro no es una parte de la matriz del cemento, la liberación del mismo no es perjudicial para las propiedades físicas (Mount, Graham J. 1990).

La presencia de flúor demostró desde el principio que facilitaba enormemente el manejo del material, al retardar la gelación, pues reaccionaba más rápidamente que los iones más pesados. Al ser lentamente sustituido el vidrio en la red tridimensional formada, se libera actuando sobre los tejidos vecinos (De la Macorra García, J. C. 1995). Como el flúor presente no es parte del sistema de matriz, la capacidad de desprender dichos iones se mantiene (Mount, Graham J. 1990).

El flúor se libera en grandes cantidades durante la primera semana ejerciendo su acción en las vecindades de la restauración con ionómero y aun en otras zonas del diente restaurado, siendo del esmalte el tejido que lo capta con mayor intensidad (Macchi, R.L. 1993).

Se ha sugerido que hay, en efecto, un intercambio, con iones fluoruro volviendo al cemento, al recibir aplicaciones externas de flúor en fechas posteriores, si el gradiente de fluoruro está en la dirección correcta. De esta forma, la utilización de fluoruro tópico y dentífricos fluorados pueden producir un magnífico efecto (Mount, Graham J. 1990).

Compatibilidad pulpar:

Wilson y Mc Lean en 1988, estudiaron la biocompatibilidad de los ionómeros vítreos, llegando a la conclusión que el gran tamaño de la larga cadena molecular del ácido poliacrílico (alto peso molecular), reduce la posibilidad de que éste penetre por los túbulos dentinarios (Mount, Graham J. 1990).

Propiedades físicas:

Los ionómeros vítreos presentan baja resistencia a la fractura, pero el agregado de iones metálicos o resinas, eleva notoriamente dicha propiedad, ampliándose de esta manera sus indicaciones clínicas. Algo similar sucede con la resistencia a la abrasión, ya que ésta es moderada y aumenta hasta alcanzar valores similares a los de las amalgamas y los composites en los ionómeros reforzados (Mount, Graham J. 1990).

Su dureza aumenta con el tiempo, como lo hace la resistencia a la erosión ácida aún una vez fraguado. La exotermia es baja, la contracción al fraguar es escasa, pero no nula. (De la Macorra García, J. C. 1995).

La resistencia a la compresión de ha informado de un valor promedio de 140 MN/m² para la consistencia para obturaciones, que es cercano a los valores del cemento de silicato. El valor de la resistencia diametral es más bajo, unos 11 MN/m². En la consistencia para cementar, los valores correspondientes son de alrededor de 120 MN/m² y 8 MN/m² respectivamente (O'Brien – Ryge 1980).

Además, los ionómeros vítreos presentan un coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dental, lo que permite actuar en situaciones de refuerzo dental (Zanata, R.L. et al. 1997).

TÉCNICA SANDWICH

Mc Lean y col. advierten que es posible grabar la superficie de un ionómero convencional y desarrollan una unión mecánica entre el cemento y la resina de forma similar a la desarrollada entre el esmalte grabado y la resina compuesta. No obstante el grabado ácido del cemento de ionómero es un paso clínico crítico y puede aumentar el riesgo de degradación del cemento (Mc. Lean J.W. et al. 1985)

Cuando se usa un ionómero vítreo convencional como base para una técnica sandwich, la resistencia adhesiva del composite a dicho material, se ve limitada por la baja resistencia cohesiva del ionómero. Los ionómeros vítreos reforzados con resinas se recomiendan como base en dicha técnica, porque soportan mejor las fuerzas de contracción por tener mayor resistencia adhesiva a la dentina. (Mazzaoui, S.A. et al. 2000)

Zanata y colaboradores encuentran valores adhesivos superiores por parte de los ionómeros con resinas, en comparación con los ionómeros convencionales (entre 9,17 y 16,23 MPa), probablemente por la mayor fuerza cohesiva por la adhesión química entre el sistema adhesivo y la resina sin reaccionar del ionómero., siendo la falla encontrada intrínseca del cemento. Los valores adhesivos obtenidos pueden deberse a la resistencia cohesiva del cemento y no a la falla adhesiva en la interfase resina - cemento (Zanata, R.L. et al. 1997).

Los cementos de ionómero de vidrio fotopolimerizables, son en su esencia composites, aunque contengan una cierta proporción de cristales de fluoruro - aluminio - silicato, propios de los cementos de ionómeros de vidrio convencionales. Sin embargo, estos materiales se contraen algo durante la reacción de polimerización. (Toshiyuki, Suzuki et al. 1976).

Los ionómeros híbridos de vidrio - composite endurecen esencialmente a través de una reacción ácido - base. Se deberían denominar cementos de ionómeros de vidrio modificados con resina. (Nicholson J.W. And Croll, T. P. 2000) y serán estudiados en detalle a continuación.

IONOMEROS HIBRIDOS

En el pasado se realizaron muchos esfuerzos para mejorar la calidad de los márgenes de las restauraciones de resina compuesta localizados en cemento. Hubo un aumento considerable en la fuerza de unión, y la calidad de adaptación marginal entre la primera y la última generación de sistemas adhesivos. Sin embargo, subsisten algunos problemas con las cavidades proximales profundas, como la dificultad para la aislación con el dique de goma, técnica incremental laboriosa y la dificultad para el manejo de algunos de los sistemas adhesivos a la dentina. (Karl Heinz Friedl et al.1998/1999).

Comparados con las resinas reforzadas, los ionómeros vítreos son relativamente antiestéticos, y tienen pobres propiedades físicas, incluyendo bajas resistencias flexural y a la fractura. Además, ellos soportan una larga y compleja reacción de curado, y son tempranamente degradados por la humedad excesiva y por la desecación. (Swift, E.J. Jr. Et 1995). (Yap, A.U.J. et al 2003) (Cefaly,D.F.G., NavarroM.F.L. 1998)

Desde el inicio del desarrollo de los cementos de ionómero vítreo se comprobó que la reacción ácido-base que se produce en el material, es un proceso hidrolíticamente inestable en las primeras fases. Estos materiales muy sensibles a la pérdida o adquisición de agua, incluso una hora después de realizada la mezcla, podrían sufrir deshidratación o, en caso de exposición al agua, disolución parcial y pérdida de iones esenciales. Posteriormente se demostró que esta sensibilidad es más amplia aún, por lo que es conveniente mantenerlos protegidos al menos por 24 horas, con algún barniz provisto por el fabricante o con una resina fotopolimerizable. (Mount, Graham J.1998)

Sus cualidades mecánicas no son muy buenas, al menos al compararlos con las resinas compuestas y por ello, para incrementar sus propiedades mecánicas, se ideó la incorporación de partículas de plata o de óxido de aluminio. (De la Macorra García, J. C. 1995).

Quizás ningún otro material ha experimentado tantas modificaciones desde su presentación como el ionómero de vidrio. Este cemento ha presentado modificaciones no sólo en su composición y estructura original, sino también en sus indicaciones y aplicaciones clínicas, lo que ha traído como consecuencia confusión. (Gil P., M. de los A. 2001).

Para disminuir las desventajas, muchos fabricantes presentan un material de restauración híbrido a base de ionómero vítreo convencional y resinas de fotoactivación. La introducción de las versiones modificadas con resina representa un intento más reciente de obtener algunas mejoras como el aumento de la estética y disminución de la sensibilidad al agua, pero con características menos estéticas aún que las de los composites. (Swift, E.J. Jr. Et 1995).

La modificación implica grupos acrilatos en la parte poliácida del cemento convencional. La reacción ácido-base del cemento ionómero de vidrio es suplementada por una reacción de polimerización de la resina de los monómeros como el HEMA y el bis-GMA o de cadenas sobre la molécula de poliácidos iniciada por la luz visible. (Gil P., M. de los A. 2001).

Los ionómeros vítreos fotopolimerizables tienen largos tiempos de trabajo, cortos tiempos de manipulación y endurecimiento, y mejores propiedades físicas que los ionómeros vítreos de curado químico. (De la Macorra García, J. C. 1995).

Muchos ionómeros vítreos de fotocurado han sido introducidos últimamente en el mercado, pero la composición de dichos materiales no ha sido suministrada por los fabricantes. Algunos de éstos son esencialmente cementos de ionómero vítreo con un líquido de solución acuosa de ácido poliacrílico, con el agregado de grupos metacrilatos insaturados como base del polímero. También es agregada HEMA al líquido como co solvente. (De la Macorra García, J. C. 1995).

Los grupos insaturados polimerizan bajo la acción de la luz y entrecruzan la matriz del cemento.

El HEMA también polimeriza y co polimeriza con el ácido poliacrílico modificado. Estos materiales son descriptos como ionómeros híbridos, fotopolimerizables o ionómeros modificados con resina (Vargas, M.A. et al.1995) o vitroionómeroresinas o simplemente con la sigla VIR. (De la Macorra García, J. C. 1995).

INDICACIONES CLÍNICAS

Los sistemas de ionómero fotocurados se patentaron por primera vez en 1989, estos materiales han sido mejorados actualmente. La combinación de la tecnología del metacrilato con los ionómeros vítreos convencionales de curado químico, ha incrementado la versatilidad de estos materiales y ha hecho de ellos componentes esenciales del armamento dental. (Mitra, S.B., Kedrowski, B.L.1994).

Pueden ser utilizados como un material de obturación definitiva en ciertos casos. (Karl Heinz Friedl et al.1998/1999), o como materiales para la reconstrucción de muñones y son clasificados por la norma ISO 9917 de 1991, como ionómeros vítreos de tipo II. (Mitra, S.B., Kedrowski, B.L.1994).

Los ionómeros vítreos de curado dual tienen la ventaja de no presentar gran sensibilidad frente al contacto con el agua o desecamiento, pudiendo pulirse en el momento, aunque como veremos más adelante esto puede ser contraproducente (Varela Patiño, et al, 1994).

Son recomendados para clases III y V de Black, clases I muy pequeñas, sin ningún compromiso de cargas, y en Odontopediatría, clases I y II en temporarios. La expansión térmica es similar a la sustancia dentaria, liberan flúor como los ionómeros vítreos convencionales (cariostáticos). (Varela Patiño, et al, 1994).

Están indicados como:

- * Liner, fondo o forro cavitario
- * Base
- * Material para muñones
- * Material de restauración definitiva en temporarios
- * Material de restauración definitiva en zonas de baja carga en permanentes
- * Material de restauración temporario en permanentes
- * Cementado (utilizando resinas de autocurado) (De la Macorra García, J. C. 1995)

REACCIÓN DE ENDURECIMIENTO

En un principio se propuso la simple adición de una combinación de resinas. Más tarde surgió la idea de utilizar un ácido policarboxílico con grupos acrílicos unidos a él. La capacidad de polimerización se debe a la aptitud del grupo acrílico para romper su doble enlace y unirse a otro grupo acrílico cercano. Una reacción no excluye teóricamente a la otra de manera que la reacción ácido-base es suplementada pero no sustituida por la citada reacción de polimerización acrílica (De la Macorra García, J. C. 1995).

Al polimerizar son relativamente insensibles a la distancia entre el material y la luz, de manera que no es imprescindible, aunque sí conveniente, que estén en inmediato contacto con el extremo emisor de la luz. Esta reacción acrílica puede no darse, de manera que el material debe ser capaz de fraguar en condiciones de oscuridad, aunque sea lentamente.

Contienen frecuentemente en su formulación resinas de tipo HEMA que probablemente faciliten su adaptación a la dentina. Esta resina podría ser responsable, además, de mejorar la flexibilidad del conjunto. (De la Macorra García, J. C. 1995).

SORCIÓN ACUOSA Y EXPANSIÓN HIGROSCÓPICA

El balance hídrico de los ionómeros vítreos surge principalmente de su sensibilidad al medio ambiente; dependiendo de los alrededores pueden ganar o perder agua, perjudicando la restauración. Estos efectos se tornan menos marcados a medida que la restauración envejece. Todos los ionómeros presentan sensibilidad a la desecación durante los tres primeros meses. Los efectos de la maduración en el Vitremer hacen que el problema de la desecación decrezca a los 6 meses y se insensibilicen al año; (Sidhu S.K. et al. 1997). Sus limitaciones, sin embargo, han sido una mayor contracción de fraguado y la posterior expansión hidrosfópica, (Cefaly,D.F.G., NavarroM.F.L. 1998).

Los VIR absorben durante las primeras 24 horas de almacenamiento, grandes cantidades de agua (114 – 172 mg/cm³).Dicha absorción de agua actúa sobre las propiedades físicas, disminución de la dureza superficial en un 50 %, disminución entre 50 a 80 % en el módulo elástico, y entre el 20 al 80 % en la resistencia flexural, encontrándose un aumento de volumen provocado por la expansión entre 3,4 y 11,3 % a las 24 horas de contacto con el agua. Debido a estas características de sorción acuosa y posterior disminución de las propiedades, es que se recomienda la utilización de algún elemento protector para las primeras horas clínicas de los VIR. (Cattani-Lorente MA, et al.1999).

El noventa por ciento de la expansión higroscópica de los ionómeros vítreos ocurre en las primeras 24 horas. Dicha expansión fue de entre dos y media a siete veces superior en los ionómeros convencionales con relación a los modificados con resina(Kim Y, et al.1998).

LIBERACIÓN DE FLÚOR

Las dos principales ventajas de los ionómeros de vidrio restauradores son su capacidad de adhesión a estructuras dentinarias mineralizadas, y la liberación de flúor, la que, es elevada hasta el tercer mes, y luego alcanza un nivel bajo bastante constante; además estos ionómeros pueden recargarse con topicaciones fluoradas.

Si bien la liberación de flúor de los ionómeros es bien conocida, no lo es tanto la concentración del ion necesaria para prevenir el desarrollo de caries secundaria. (Mjör, Ivan.1997)

La liberación de flúor en su entorno inmediato está bien documentada; se produce al sufrir el material un ataque ácido y es detectable durante un período largo de tiempo. Se ha descrito no hace mucho que la capa intermedia entre el cemento y la dentina formada por carbonatoapatita fluorada, es de alta resistencia y escasa solubilidad, resultando en una barrera a la disolución de la dentina o el esmalte por el ácido láctico, pudiendo así explicarse la acción cariostática de este material. (De la Macorra García, J. C. 1995).

Casi la mitad de las restauraciones de ionómeros de vidrio que presentaron fallas en un estudio in vivo en Suecia, sobre 790 restauraciones, fueron debidas al diagnóstico clínico de caries secundaria, porcentaje similar al obtenido con las amalgamas. Esta relativamente elevada incidencia de caries recurrente, subraya la necesidad de confirmar el efecto anticariogénico de los ionómeros. (Mjör, Ivan.1997)

Herrera y colaboradores, encontraron diferencias estadísticamente significativas en la actividad antibacteriana de los productos testeados, el crecimiento de los microorganismos que pueden producir caries, fue inhibido eficazmente por el Vitremer. (Herrera M, et al.2000).

PROPIEDADES FÍSICAS

Los VIR presentan superficie rugosa, dureza superficial baja con relación al esmalte dentario y resistencia a la fatiga insuficiente para ser utilizados bajo cargas en sector posterior. Su elasticidad decrece con el fraguado y maduración posterior, por lo que se los indica en situaciones donde se requiere moderada resistencia y estética, pacientes con alta actividad de caries, y cuando la facilidad en el uso sea una premisa. (Gladys, S Et Al, 1996).

La resistencia flexural a las 24 hs del Vitremer fue de 61,7 MPa., la resistencia al corte fue de 40,9 MPa, mientras que la resistencia compresiva fue de 229 MPa, observándose un incremento significativo $p < 0,05$ de dicha resistencia desde la primer semana hasta el primer año. (Mitra, S.B., Kedrowski, B.L.1994).

El módulo compresivo fue de 5,35 GPa a las 24 hs aumentando hasta un máximo de 7.10 GPa a los 6 meses. La resistencia compresiva de los ionómeros convencionales fue en general menor que en los ionómeros híbridos, al igual que la resistencia al corte. (Mitra, S.B., Kedrowski, B.L.1994).

Un objetivo principal en Odontología restauradora es el control de la filtración marginal, esta puede ocurrir debido a cambios dimensionales, falta de adaptación de la restauración a las paredes cavitarias o falla adhesiva, lo cual conlleva a la aparición de caries recurrente o bien a la afectación pulpar directamente (Ferrer Luque, C.M. et al.1995).

Las propiedades de adhesión, liberación de flúor y semejanza de color de los VIR los convierte en materiales de elección para el tratamiento de la caries radicular, erosiones cervicales, abrasiones y otras situaciones donde el sellado del margen gingival cavo – superficial es difícil (Ferrer Luque, C.M. et al.1995).

BIOCOMPATIBILIDAD

Los ionómeros vítreos presentan problemas biológicos en el corto tiempo, a las cuatro a cinco semanas comienzan a aparecer signos de moderada inflamación. Sin embargo, a largo plazo, la respuesta inflamatoria se ve atenuada, aunque se puede observar actividad degenerativa en la capa odontoblástica, lo que causa desaparición de predentina por la total inhibición de la dentinogénesis. (Brouillet, J. L. And Koubi, G. F.1994).

Brouillet y Koubi en un estudio in vivo con 60 ejemplares, no observaron ninguna respuesta reparativa por parte de la pulpa a esta injuria.

Afortunadamente, el Vitremer, mostró mejoras en la biocompatibilidad, generando solamente una leve reacción inflamatoria a corto plazo, sin alteraciones de las células odontoblásticas.

En cavidades muy profundas (remanente dentinario de 80 μm , aproximadamente), si bien se observó un incremento en dicha reacción inflamatoria, se vio un efecto positivo manifestado con la formación de una capa dentinaria de reparación por parte de la pulpa (Brouillet, J. L. And Koubi, G. F.1994).

ADHESIÓN ESPECÍFICA

Una de las mayores ventajas de los ionómeros es su adhesión a la estructura dentaria. Sin embargo, en las dentinas no tratadas esta adhesión es relativamente baja La adhesión de los ionómeros vítreos convencionales es de 3 a 5 MPa.; se puede mejorar eliminando parcialmente el barro dentinario con ácido poliacrílico (Swift, E.J. Jr. Et 1995). (Vargas, M.A. et al.1995).

Como vimos anteriormente, las cadenas de poliacrilato desplazan iones fosfato de la superficie del diente, los iones calcio acompañan a estos, formando una capa enriquecida en iones en el interior del cemento adyacente al diente. Esta capa es el primer mecanismo de unión a dentina y esmalte. (Swift, E.J. Jr. Et 1995).

Los ionómeros modificados con resina generalmente muestran el doble de resistencia adhesiva que los convencionales. Como estos materiales tienen componentes resinosos, pueden mejorar su adhesión a dentina con la utilización de adhesivos dentinarios. Sin embargo, los usos de estos sistemas con los ionómeros vítreos híbridos no han sido ampliamente evaluados. (Vargas, M.A. et al.1995).

La utilización de un adhesivo específico para los ionómeros vítreos modificados con resinas como el Fuji Bond LC, en estudios con marcadores de fluorescencia evidenció la formación de una capa de absorción, permeable a los fluidos y en las zonas donde dicha capa se encontraba presente, al aplicar fuerzas en la interfase adhesiva, se produjeron fallas complejas, con áreas de falla cohesiva y adhesivas combinadas. (Sidhu S.K. et al. 2002).

Se especula con la teoría que durante la polimerización, producto de la acción de la luz, de las resinas presentes en el cemento y debido a la gran tasa de iones liberados rápidamente, se produce un microambiente ácido que favorece la adsorción del cemento en la dentina, interpenetrándola y formándose una capa intermedia fina de polímero fuertemente unido al diente. (De la Macorra García, J. C. 1995).

El mecanismo de la posible falla adhesiva de los ionómeros modificados con resinas es desconocido; sin embargo Sidhu y colaboradores encontraron que la falla adhesiva de los VIR, se encontraba donde se producía una capa de absorción acuosa, entre el sustrato dentinario y el material, mientras que, si dicha capa no se hallaba presente la falla observada era cohesiva. (Sidhu SK, et. Al. 1999)

La contaminación de la dentina con saliva es un problema importante ya que reduce significativamente los niveles adhesivos de los VIR, aún en los casos en que posteriormente a la contaminación se produce un regrabado con ácido poliacrílico al 10%. (Safar JA, et al.1999).

Los mecanismos de adhesión de los ionómeros vítreos con resina a la dentina, no han sido completamente comprendidos. Un reciente estudio reporta que la adhesión involucra tres fases:

1. El ionómero vítreo penetra a través del barro dentinario dentro de los túbulos, promoviendo una interdigitación micromecánica.
2. El material forma rápidamente una delgada pero resistente capa de polímero sobre la superficie de la dentina.
3. Iones del ionómero vítreo son intercambiados con iones de la dentina en dicha interfase.

(Vargas, M.A. et al.1995).

Se busca así una mayor humectación de la dentina y una permeabilización y penetración del barrillo, habiéndose descrito una fijación mecánica por entrecruzamiento entre los polímeros y la dentina. (De la Macorra García, J. C. 1995).

En los ionómeros vítreos, la resistencia adhesiva está limitada por la resistencia del material ya; que presenta fallas cohesivas que ocurren en el interior del cemento.

Los componentes resinosos pueden brindarle al cemento las propiedades físicas necesarias para solucionar este problema, al igual que mejorar las características de manejo clínico. Lo que primero sucede es una penetración del ionómero vítreo a través del barro dentinario y por el interior de los túbulos, por lo que existe una traba micromecánica con el sustrato, al igual que una delgada pero resistente capa de adsorción de polímero sobre la dentina, por lo que el intercambio de iones se produce en dicha interfase. Esto genera una mayor fuerza de adhesión de estos materiales en comparación con los ionómeros convencionales, pero esta sigue siendo muy inferior a la que se produce con los adhesivos dentinarios y el composite. Sin embargo como veremos, las resinas combinadas necesitan de una alta resistencia para lograr una adecuada retención y adaptación marginal debido a la importante fuerza que ocurre durante la polimerización. (Swift, E.J. Jr. Et 1995).

El cemento radicular es una superficie menos favorable que la dentina para la adhesión de los ionómeros vítreos.(Bertacchini, S.M. et al, 1994 (b)).

Los tratamientos acondicionadores del sustrato dentinario serían altamente eficaces para obtener un adecuado sellado con estos materiales. (Bertacchini, S.M. et 1994 (a)).

Respecto a los imprimadores, con un compuesto de ácido maleico y HEMA o el clásico ácido poliacrílico utilizado con los VIR, mejoran notablemente la capacidad de adhesión de los cementos de vidrio ionómero modificados con resina. (De la Macorra García, J. C. 1995). Bertacchini y colaboradores encuentran que el pretratamiento con el primer del Vitremer, es eficaz para la obtención del sellado con dicho producto. (Bertacchini, S.M. et al,1994 (a)

Una pequeña contracción ocurre durante el endurecimiento de los ionómeros vítreos reforzados con resinas, la que puede disminuirse incrementando la relación polvo/líquido; algo similar a lo que ocurre en los composites cuando se les incorpora mayor porcentaje de carga cerámica, y por esta razón estos materiales pueden requerir mayores resistencias adhesivas en comparación con los ionómeros vítreos convencionales (Burgess, J.O. et al.1993).

Muchos autores han ubicado los valores adhesivos de los ionómeros vítreos reforzados con resinas en el orden de los 6 a 12 MPa. (Burgess, J.O. et al.1993) (Mitra S.B.1991) (Prati, C. Et al.1991) (Swift E. J. Jr. Et al1997). Los fabricantes del Vitremer alegan que su resistencia adhesiva es de 9 MPa. (Vargas, M.A. et al.1995). Comparando distintos ionómeros vítreos el Vitremer alcanza los mayores niveles de resistencia traccional y compresiva a los 7 días. (Kerby RE, et al, 1997).

Friedl observó diferencias considerables entre las fuerzas de unión del Vitremer a la dentina superficial (9MPa) y a la resina compuesta Z100 (14.6 MPa) (Friedl K.H. et al.1995), factor muy importante a tener en cuenta en la utilización de la técnica Sandwich.

Estudios realizados en dentina bovina, encontraron una resistencia adhesiva significativamente mayor de los VIR con técnicas de adhesivos dentinarios en comparación con los pretratamientos indicados por sus fabricantes, independientemente de las diferencias químicas de los ionómeros estudiados. (Pereira PN, et al, 1998).

Sin embargo, la capa de adhesivo dentinario puede alterar, actuando como un contaminante, el efecto inhibitorio de caries de los ionómeros vítreos con resina, es decir, que al sellar la dentina con un adhesivo, se puede reducir o eliminar la acción del cariostática del fluoruro sobre la estructura dentaria. (Vargas, M.A. et al.1995).

Este es un factor muy importante, ya que si la dentina previamente es tratada con fluoruro diamínico de plata, el adhesivo podrá interferir con la acción del fluoruro proveniente del ionómero, pero el tejido ya se encuentra protegido, sólo resta determinar si esta superficie será adhesiva, al menos en el mismo grado que la dentina sin tratar. La microfiltración de las vítreo ionómero resinas entre ellos el Vitremer fue similar a la de los ionómeros vítreos convencionales y a la de los composite con sistemas adhesivos, no encontrándose diferencias significativas (de Magalhaes CS, et al.1999). (Rodrigues J.A. et al.1999) (Brackett MG, et al.2002)

Mota Pacheco y sus colaboradores evaluaron comparativamente, “in vitro”, la capacidad de sellado marginal de diferentes materiales restauradores adhesivos en lesiones cervicales. En la pared dentinaria el Vitremer presentó diferencias estadísticamente significativas en el mejor sellado con relación a un ionómero convencional de restauración (Mota Pacheco, et. Al,1995).

Se probaron tres ionómeros vítreos con resina para ver si se veía afectada la adhesión según la zona cercana a la pulpa o alejada de ella generando y generando y sin generar presión pulpar, encontrando que la cercanía a la pulpa reduce significativamente los valores adhesivos al igual que la presión (Pereira PN, et al 2000).

PULIDO Y ACABADO

Como vimos los VIR, como todo material restaurador, presenta algún grado de microfiltración; el efecto de las técnicas de pulido y acabado sobre la microfiltración de los VIR no ha sido ampliamente investigado. Sin embargo, el pulido bajo spray de agua es una técnica frecuentemente usada. Yap y colaboradores llegan a la conclusión de que las técnicas de acabado y pulido sobre los VIR son dependientes del tejido y del material empleado. (Yap, A.U.J. et al 2003).

En el esmalte se obtienen mejores márgenes utilizando pastas en vez de discos, mientras que en la superficie dentinaria se encontraron diferencias entre las pastas, los discos y las fresas de carbono, según la marca comercial de ionómero. (Yap, A.U.J. et al 2003).

Irie y Suzuki estudiaron la formación de brechas marginales en los ionómeros vítreos modificados con resinas, encontrando que estas eran mayores al pulir el ionómero inmediatamente después de colocarlo, (aproximadamente 15 micrones), en comparación con las observadas luego de un período de almacenamiento en agua destilada, (de 0 a 2 micrones), ya que la resistencia adhesiva y flexural aumentan por la expansión higroscópica que sufre el material en presencia de humedad. (Irie M, Suzuki K. 1999).

Fritz, Finger y Uno evaluaron restauraciones divididas en dos grupos, el primero, acabadas a los 15 minutos de fotocuradas y otro a las 24 horas. La desadaptación marginal observada muestra menor formación de gaps, cuando las maniobras de terminación fueron dilatadas por 24 horas, sobre todo si fue utilizada la técnica de pretratamiento dentinario consignada por los fabricantes. (Fritz, U.B. et al.1996).

Irie y Suzuki compararon tres tipos de VIR, un compómero y un composite de microrelleno se procedió al pulido inmediato a la restauración y se observó en todos los especímenes un hueco marginal de aproximadamente 10-25 micrómetros. En contraste, no se observó ningún hueco o a lo sumo una brecha de 1-2 micrómetros de ancho, cuando los especímenes se pulieron después del almacenamiento de un día.

La diferencia estadística se observó entre pulir inmediatamente y pulir después del almacenamiento en todos los materiales excepto en el compómero. La expansión Higroscópica, las resistencias adhesiva y flexural juegan un importante papel, reduciendo la posible filtración marginal. (Irie M, Suzuki K.2000).

Técnica sandwich

Consiste en la utilización de un ionómero vítreo, el cual es adherido a la dentina, aprovechando su similitud con dicho tejido y la liberación de flúor, y adherido al mismo una resina compuesta, la que quedará expuesta al medio bucal aprovechando sus propiedades mecánicas y estéticas.

El análisis al MEB y la penetración de un colorante demuestran que las restauraciones de ionómero híbrido/resina compuesta realizadas por medio de la técnica sandwich poseen márgenes de calidad aceptable y pueden ser una alternativa clínica. Esta técnica se perfeccionó gracias a los ionómeros híbridos que forman cadenas de interpenetración, por lo que brindan mejores propiedades mecánicas a las de ionómeros de vidrio convencionales, y exhiben una fuerza de unión a la dentina mucho mayor. (Karl Heinz Friedl et al.1998/1999).

Fortín y colaboradores evaluaron tres tipos de ionómeros vítreos con resina los que unieron a dos marcas de composite, las diferencias se encontraron en el tipo de ionómero y no de composite.

En este estudio el Vitremer obtuvo alta resistencia traccional, pero poca resistencia cohesiva. (Fortin D, et al, 1995).

Las restauraciones de ionómero híbrido / resina compuesta realizadas con la técnica sandwich muestran un comportamiento similar o mejor que las de resina compuesta Clase 2 realizadas con la técnica adhesiva. (Karl Heinz Friedl et al.1998/1999).

Varios estudios demuestran una diferencia significativa en los valores adhesivos de los VIR al composite en la técnica sandwich, por la unión química entre las resinas, con relación a los obtenidos con el ionómero convencional, por lo que los primeros se tornan de elección. (Farah C. et al.1998) (Kerby RE, Knobloch , 1992) (Li J, et al.1996).

Yap y su grupo no recomiendan la reparación clínica de los VIR ya que estudiaron diferentes tratamientos, encontrando que cuando se realizan grabados con ácido maleico o poliacrílico seguido de una resina de enlace, se lograba una unión fuerte inicialmente pero esta decrece rápidamente a los 3 meses (Yap AU, et al.2000).

RESINAS COMBINADAS

Las resinas compuestas que se usan en estado plástico y polimerizan en boca son probablemente el conjunto de materiales odontológicos más utilizado en la clínica dental. Desde que éstas fueron introducidas al mercado a mediados de la década del 60, se aplican en la restauración de defectos dentarios producidos por caries, erosiones, hipoplasias, fracturas, abfracciones; en el cementado adhesivo de las restauraciones estéticas parciales o totales, bien sea de porcelana o resina, bracketts ortodóncicos, entre otras aplicaciones terapéuticas (Labella R et. Al.1998).

Las resinas compuestas son, por definición, combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, separando estos componentes. Las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta son definidas por la matriz específica usada y por la naturaleza y cantidad de carga inorgánica adicionada. (Willems G 1998)

COMPOSICIÓN

Una resina compuesta es la combinación de dos materiales uno orgánico y otro inorgánico químicamente diferentes, unidos entre sí por medio de un agente acoplante, para obtener un producto de características intermedias.

Básicamente en una resina compuesta intervienen tres fases: una orgánica o matriz, una fase dispersa o carga inorgánica y un agente interfacial o de acople a los que se le agregan estabilizadores de color, inhibidores e iniciadores de polimerización y radiopacificadores. (Cabral, J.R., Spadiliero de Lutri M, Uribe Echevarría, J 1990)

La fuerza y la estabilidad química de la unión interfacial entre resina y relleno determinará el comportamiento clínico de la resina compuesta. (Willems G 1998)

Fase orgánica o matriz:

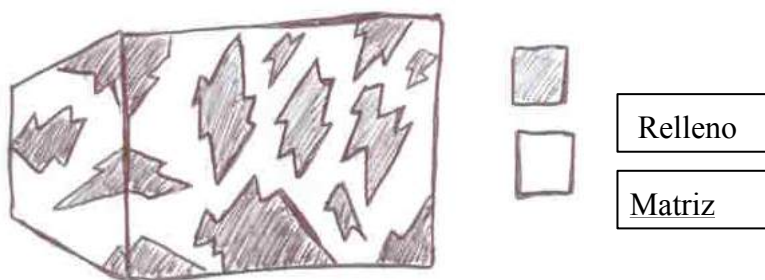
La resina de BIS-GMA, fue desarrollada reuniendo las características de una resina epóxica, cuyos grupos terminales son reemplazados por grupos metacrilatos, más susceptibles de ser polimerizados. Para sintetizarlos se hace reaccionar el bisfenol A con el metacrilato de glicidilo mediante una reacción de adición. El producto obtenido es un metacrilato aromático que le confiere a la molécula rigidez y resistencia. Su alta viscosidad dificulta la manipulación correcta, y es por eso que se le agregan a la matriz de BIS-GMA, monómeros de baja viscosidad como el MMA (metil metacrilato), EDMA (etilenglicol – dimetacrilato) o el TEGMA (trietilenglicol – dimetacrilato). (Cabral, J.R., Spadiliero de Lutri M, Uribe Echevarría, J 1990).

El menor peso molecular de las resinas añadidas, hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore, y que la movilidad de los grupos activos favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización. Esto supone, una mejora de las propiedades finales del producto, aunque el aumento del porcentaje de contracción tridimensional aparece como una consecuencia indeseable, debido a un mecanismo de acercamiento molecular, incremento del número de enlaces C = C por unidad de volumen y el aumento del grado de conversión (Labella R et. Al.1998).

Las resinas compuestas deben tener una combinación ideal de propiedades físicas y mecánicas para atender las necesidades del diente, especialmente en la región posterior. Es evidente que el esmalte y la dentina de los seres humanos deben ser usados como patrones fisiológicos comparativos para las diferentes resinas compuestas. La búsqueda continua de un material biológicamente aceptable, que no sólo tenga las propiedades físico - mecánicas similares a los tejidos dentales, sino que también sea económica y de manipulación equivalente a la amalgama, aumentó dramáticamente el número de resinas compuestas y debido a ello existe una gran y confusa variedad disponibles en el mercado (Willems G 1998).

Si los composites se consideran como materiales de estructura heterogénea, producto de la combinación de una fase orgánica (matriz) y una fase cerámica (núcleos de refuerzo), podrían analizarse sus propiedades evaluando ambas fases por separado. Esas fases funcionan como una unidad estructural debido al procedimiento de silanización al que son sometidas las partículas de refuerzo. (Macchi, M. Eleonora. 1999).

ESTRUCTURA DE RESINA COMBINADA



Las resinas sintéticas no tienen muy elevadas propiedades mecánicas y son dimensionalmente inestables ante los cambios térmicos (elevado coeficiente de variación dimensional térmica). Tienen la ventaja de ser manejables al darles forma termoplásticamente o trabajándolas al estado de monómeros y haciéndolas luego polimerizar. Además son resistentes al impacto, translúcidas y fácilmente coloreables. (Macchi, R.L. 1988)

La fase cerámica:

Las partículas cerámicas más comúnmente utilizadas como agente de refuerzo son partículas de alguna forma de sílice (SiO_2), silicato u otro material cerámico similar. (Macchi, R.L. 1988)

Sin embargo si en algo difieren los composites actuales de los primeros que se desarrollaron, es en sus partículas de refuerzo ya que pueden ser obtenidas por diferentes procedimientos; mecánicos o a partir de reacciones químicas con sustancias específicas. En el primer caso, las partículas de refuerzo se obtienen a partir de la trituration mecánica de bloques cerámicos y representan las resinas que en algunas clasificaciones se denominan macropartículas o minipartículas. La forma de obtención de los núcleos de refuerzo mediante procedimientos basados en reacciones químicas, son aquellos obtenidos a partir de compuestos de silicio, por elevación a altas temperaturas (superiores a los 1000°C).

Con esto se obtienen partículas muy pequeñas que, al tener un tamaño parecido al de las micelas coloidales, se denominan de sílice coloidal o micropartículas. (Macchi, M. Eleonora.1999)

Otro tipo de procedimiento químico de obtención, la llamada síntesis de mineral o proceso sol gel, permite disponer de partículas cerámicas de tamaños variables dentro de un amplio espectro. Existe también otra posibilidad de refuerzo, los denominados nanorelentos. (Macchi, M. Eleonora.1999)

Para que el material combinado funcione adecuadamente es necesario que las fases que lo componen se unan para funcionar coordinadamente. Para ello al material cerámico se lo trata, antes de utilizarlo, con un procedimiento que permite depositar sobre él algo que lleve a esa unión. (Macchi, R.L 1988)

Agente de enlace:

La sustancia que cumple tal finalidad se denomina agente de enlace, y usualmente se trata de un vinil-silano. Por tener silicio se une durante el tratamiento al silicio de la partícula cerámica. Sobre ésta queda entonces adosado el grupo vinílico (C = C) del agente de enlace. Cuando se produce la polimerización por adición de la fase orgánica o matriz se abren también las dobles ligaduras de ese grupo vinílico y se unen a las cadenas de polímero, quedando de esta manera las dos fases del material combinado. (Macchi, R.L 1988)

El contenido y el tamaño de la carga determinan directamente las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas, de las cuales el módulo dinámico de Young, la dureza y la rugosidad intrínseca de superficie parecen ser las más relevantes. (Willems G 1998)

El módulo de Young es un parámetro muy sensible para evaluar y clasificar composites reforzados por partículas, ya que, un material con un bajo módulo; se deformará más, durante el stress masticatorio particularmente en regiones posteriores. El módulo de elasticidad más apropiado para un composite sería uno que fuera comparable al de la dentina, alrededor de 18500 MPa y de preferencia, más alto (Willems G 1998)

CATEGORIZACION DE RESINAS

La Asociación Dental Americana describe dos categorías de resinas para restauración (ADA.1997); clasificaciones más elaboradas se basan, específicamente, en la distribución, el tamaño y cantidad del material de carga incorporado, así como en la apariencia y en la composición de la carga.

Según el tamaño de partícula, los composites se pueden dividir en:

- * macropartículas de 10 a 100 μm
- * midipartículas de 1 a 10 μm
- * minipartículas de 0,1 a 1 μm
- * micropartículas de 0,01 a 0,1 μm
- * nanopartículas de 0,001 a 0,005 μm

La combinación de diferentes tamaños de partículas da origen a los que a veces se denominan composites híbridos. La cantidad de partículas cerámicas incorporadas en un composite determina su porcentaje de refuerzo. Es importante tener en cuenta que la evaluación de ese porcentaje debe efectuarse en función del volumen ocupado por los núcleos y no de su peso, ya que si es considerado este último valor, podría verse incrementado por la incorporación de partículas de mayor densidad, lo que no se traduciría necesariamente en un incremento de las propiedades mecánicas. En los composites actualmente disponibles ese porcentaje oscila entre el 35% y poco más del 70%, lo que puede representar alrededor del 50 al 86% en peso. (Macchi, M. Eleonora 1999)

Otras clasificaciones más recientes, como la de Guy Willems, tomada del libro de Baratieri, pueden dividir a las resinas teniendo en cuenta, además del tamaño, la cantidad de partículas, o sencillamente el tipo de refuerzo.

- * Ultrafino de carga compacta
- * Ultrafino de carga mediana
- * Microfino
- * Tradicionales
- * Misceláneos
- * Fibro – reforzados

Ultrafino de carga compacta:

Poseen un Módulo de Young que es más elevado que el de la dentina y presentan una alta cantidad de partículas inorgánicas lo que le brinda buenos valores de dureza Vickers, comparados con la dentina y valores de resistencia a la compresión relativamente altos, lo que sugiere que estos composites son capaces de soportar stress oclusal. Además sus límites de rugosidad van de 0.48 mm a 0.71 mm, siendo muy similares a los del esmalte. Los composites ultrafinos de carga compacta son los materiales más indicados para restaurar dientes posteriores y restauraciones amplias de Clase III y Clase IV, que son, típicamente restauraciones sometidas a altas cargas y stress. Sin embargo los composites ultrafinos con carga compacta, no pueden ser pulidos hasta presentar un alto brillo.

Ultrafino cargados medianamente:

Poseen un módulo de Young suficientemente elevado para resistir el stress funcional, en las restauraciones de dientes anteriores, cuando se considera la oclusión como normal. Su rugosidad intrínseca, relativamente baja, es debida a su tamaño muy pequeño de partícula alrededor de 3 μm . de promedio, lo que los hace muy adecuados para su uso en dientes anteriores. Ellos deberían ser empleados en grandes restauraciones Clase III y V, y en cavidades Clase IV. El pulido de este composite es bastante satisfactorio.

Tanto el subtipo fino medianamente cargado como el fino con carga compacta contienen composites con un tamaño de partícula apreciablemente más elevado (6-10 μm).

Composites tipo microfino:

Debido a su bajo módulo de Young, no son indicados para cavidades grandes. Son capaces de recibir un alto grado de pulimento, y frecuentemente son usados en pequeñas restauraciones Clase III y V, debido a la apariencia brillante que poseen. No importa que tipo de prepolimerizados se utilicen como relleno, todos estos composites poseen un contenido muy bajo de carga inorgánica, lo que los vuelve más susceptibles a la deformación oclusal. Insertar una alta cantidad de sílice coloidal, con un tamaño promedio de partícula de 40 nm, aumenta, considerablemente, la viscosidad del material y pone en riesgo sus características de manipulación. Debería ser observado que el valor de 0.04 μm para los composites tipo microfino representa un tamaño promedio de partícula aceptado comunmente, pero el tamaño puede variar de 0.007 a 0.115 μm .

Composites tradicionales:

Con mucha frecuencia, contienen grandes partículas de cuarzo que son muy duras. La exposición de estas partículas de carga, debido al desgaste de la matriz resinosa, resulta en una mayor rugosidad de superficie y, clínicamente, en una apariencia opaca. Por otro lado, al cuarzo le falta la radiopacidad requerida para restauraciones en dientes posteriores. La mayoría de estos composites han sido substituídos por productos con una concepción de carga mejorada.

Composites misceláneos:

Son materiales que contienen una mezcla de cargas prepolimerizadas e inorgánicas. Estas últimas son, a veces, intencionalmente adicionadas para aumentar la radiopacidad de estos composites. Se hace muy difícil intentar clasificar estos materiales, debido a su composición heterogénea.

Composites Fibroreforzados:

Este composite es un compuesto de fibras vidrio-cerámicas de una longitud máxima de aproximadamente 30 μm . Posee un módulo de Young muy satisfactorio y podría tener un buen desempeño en cavidades posteriores. A pesar de todo, su rugosidad intrínseca bastante elevada y partículas de carga cerámica de vidrio relativamente duras, probablemente, generarían valores de desgaste significativamente más altos, comparados con el patrón de esmalte; esto vuelve al material menos adecuado como un substituto de la amalgama.

(Willems G 1998).

Una última clasificación podría abarcar aquellos materiales que pueden ser indicados tanto para restauraciones que van a soportar stress oclusal, como aquellas donde la estética es factor primordial, con características de buena resistencia y pulido a la vez.

Composites multipropósito:

Por las características de su composición estos materiales pueden utilizarse con éxito en piezas dentarias del sector anterior y posterior de la boca. Esto es posible gracias a las distintas combinaciones en la carga mineral, que brindan un material con condiciones estéticas muy aceptables de translucidez, pulido y gama de colores, lo que los hace viables de ser utilizados en dientes anteriores (tamaño promedio de partículas menor a 0,7); y una cantidad de carga superior al 80% de su peso, que los hace aceptables para el sector posterior en variados usos y combinaciones. (Novero, Lorenzo P.1999).

Un tipo de estos materiales es el Z 250 de 3M-Espe, el cual es el que se utilizó en este trabajo; son también denominados materiales empacables, por su densidad y manejo clínico.

Filtek Z250:

- * Relleno inorgánico de partículas redondeadas de zirconio y sílice, con un tamaño entre 0,01 μ y 3,5 μ y un promedio de 0,6 μ .
 - * La matriz orgánica es un compuesto de mayor peso molecular, que contribuye a reducir la contracción de polimerización. Se presenta como una mezcla de Bis-GMA, UDMA y bis-EMA.
 - * Eliminación virtual del diluyente TEGDMA.
 - * Matriz más dura y resistente
 - * Menor contracción de polimerización: 1,98%
- (Novero, Lorenzo P.1999).

Debido a su módulo de elasticidad, la adaptación de los composites compactables a las paredes cavitarias puede no ser buena; por lo tanto, se recomienda colocar primero un composite flow, para disminuir el stress generado durante la polimerización. (Ruidia, C; Faciano, A.M.2000).).

En estudios de microfiltración evaluando composites empacables, cuando el factor de configuración es elevado, como veremos más adelante, elemento fundamental durante el stress de polimerización, no se encontraron diferencias significativas en los valores de microfiltración del esmalte. Sin embargo, los composites empacables mostraron mayor porcentaje de microfracturas marginales. (Meiers, J.C. et al.2001)

De todas maneras, la Asociación Dental Americana (ADA), recomienda el uso de estos composites condensables para cavidades de clase I y II. (Association Report 1998).

PROPIEDADES FÍSICAS:

La rugosidad intrínseca de la superficie de las resinas compuestas debe ser igual, o más baja de que la rugosidad de superficie del esmalte humano en áreas de contacto oclusal esmalte-esmalte (Ra: 0.64 micrómetro) y esta determina la resistencia biológica de los composites. El valor de la microdureza de las partículas de carga (2.91 a 8.84 GPa) no puede ser superior a la de los cristales de hidroxiapatita del esmalte humano (3.39 GPa).

Resinas compuestas indicadas para uso en dientes posteriores deberían de tener un módulo de Young por lo menos igual al de la dentina (18 500 MPa) y, de preferencia, más elevado. La resistencia a la compresión del esmalte (384 MPa), de la dentina (297 MPa) y la resistencia a la fractura de un diente natural (molar: 305 MPa, premolar: 248 MPa) son excelentes patrones mecánicos para seleccionar la resistencia ideal de las resinas compuestas para dientes posteriores. El índice de desgaste del área de contacto oclusal *in vivo* para los composites debe ser comparable al índice de desgaste por atrición del esmalte (cerca de 39 mm/año en molares. Resinas compuestas para dientes posteriores deben tener una radiopacidad un poco mayor que la del esmalte humano (198% Al). (Willems G 1998).

Se estudio la resistencia adhesiva de los composites condensables comparado con los convencionales para sector posterior, y el grosor de las capas indicadas por el fabricante 5 mm. en comparación a los 2 mm. recomendados para una buena polimerización y la resistencia adhesiva con 2 mm y la de los composites tradicionales fue significativamente mayor que la de los condensables. (Price RB, et al.2000)

Uno y Asmussen estudiaron tres variables para la resistencia adhesiva de los composites; el grosor de la capa, la distancia de la fuente de luz, y el tiempo de exposición a la misma, encontrando que los dos primeros influyeron mucho en la resistencia adhesiva, mientras que el tiempo tuvo poca influencia. Se puede concluir que lo que más influyo, fue la cantidad de luz que atraviesa el composite. (Uno S, Asmussen E 1992)

Si en las moléculas que constituyen el líquido de las resinas existe un grupo químico con carga negativa (por ejemplo, un grupo de carácter ácido), puede especularse con la posibilidad de interacción con el calcio de la hidroxiapatita de la dentina. Si bien, esto podría brindar adhesión específica, interferiría con las propiedades del material especialmente al aumentar la sorción acuosa. Por ese motivo la solución es buscada por medio del desarrollo de líquidos con moléculas de doble capacidad de reacción: por un lado, con el calcio de la estructura dentaria mediante grupos ácidos convenientemente ubicados, y por el otro, con el monómero líquido de la resina para restauraciones al disponer de grupos vinílicos (carbonos unidos por dobles ligaduras).

Actuarían estos líquidos como un verdadero "agente de enlace" entre la estructura dentaria y la resina, de la misma forma en que un vinilsilano lo hace entre las fases orgánicas y cerámica de una resina reforzada. (Macchi, R.L.1993)

Muchos composites se adhieren al diente por mecanismos de índole micromecánica y química inherentes a sus imprimadores y adhesivos propios. Ninguno se adhiere aun mediante interacción química pura de su relleno mineral con el diente. Algunos fabricantes buscan sustituir o modificar el componente orgánico, habitualmente BIS-GMA, uretano o las mezclas de ambos, por el empleo de monómeros o sustancias similares a los acrílicos como la metilenbutirolactona, o el empleo de espiroortocarbonatos, con la finalidad de producir una leve expansión para minimizar o evitar la contracción de polimerización,. (Barrancos, Patricio J.1999)

En conclusión podríamos decir que los materiales combinados deberían presentar 10 cualidades específicas:

1. Excelentes propiedades físicas:
 - * Gran resistencia a la compresión (50000 psi),
 - * Gran potencia diametral de tensión (10000 psi),
 - * Escasa absorción de agua
 - * Bajo coeficiente de expansión térmica.
2. Pulido de alto brillo
3. Resistencia a la fractura
4. Estabilidad del color
5. Uso universal
6. Radiopacidad
7. Amplio abanico de matices
8. Facilidad de manejo
9. Viscosidad elevada
10. Uso comprobado en la clínica

POLIMERIZACION

UNIDADES DE POLIMERIZACION

Las resinas compuestas utilizadas en Odontología poseen un mecanismo de polimerización por radicales libres. En los sistemas autopolimerizables, los radicales libres generalmente son generados por la reacción química del peróxido de benzoílo con una amina terciaria, que, a su vez, da inicio a la polimerización de los grupos metacrilatos, con la finalidad de formar una matriz polimérica de reacción cruzada. Ya las resinas compuestas activadas por luz visible, inician su proceso de polimerización por absorción de la luz en una franja específica de longitud de onda, a través de un componente alfa dicetona, por lo general una canforquinona, que, una vez activada, reacciona con un agente reductor; una amina alifática, para producir los radicales libres. A partir de ahí, la reacción es muy similar a la de los sistemas autopolimerizables.(Yearn J.A.1985).

El factor de mayor importancia en este fenómeno consiste en el hecho de que cada cadena formada en esta reacción química de adición necesita de un radical libre. El grado de conversión, por lo tanto, no es solamente dependiente de la fórmula química del material, sino también de la cantidad de luz apropiada que activa el catalizador (Peutzfeldt A.1994).

La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en la década del setenta, aunque se reemplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de fotoactivación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas. Los daños de la radiación ultravioleta y la limitada profundidad de polimerización fueron razones suficientes para llevar a su total substitución por los sistemas activados por luz visible(Council of Dental Materials, 1985).

Así pues, desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido una escasa evolución cualitativa durante este período ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaban hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y evolución sobre la propia composición química de los materiales fotocurables(Albers Harry F 1988.)

En la actualidad, la industria ha vuelto a prestar atención a la fuente lumínica de fotoactivación como nueva posibilidad para la mejora en las propiedades clínicas de estos materiales.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación es el proceso de endurecimiento mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación de los materiales, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado. Estos compuestos, cuyo principal representante son las canforquinonas, son especialmente sensibles a la energía lumínica en el rango de los 470-475 nm de longitud de onda (luz azul) provocando tras su fotoactivación, la aparición de radicales libres capaces de desencadenar la reacción química deseada sobre el compuesto(Pires Jose Antonio F, et al.1995).

LÁMPARAS HALÓGENAS:

Son lámparas de tipo incandescente, es decir, su luz es emitida por un filamento de Wolframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno (grupo VII de la tabla periódica) cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme.

Generan una luz blanca intensa que deberá ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz azul que incluirá únicamente el rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de las canforquinonas y elimine en lo posible la emisión de fotones de longitud de onda “no útil” para la activación (CRA Newsletter.2000). El poder de emisión lumínica dependería de la potencia en vatios de la bombilla halógena contenida en la unidad de fotocurado y de las características de la fibra de emisión, además de otras variables por lo que se recomendaría el uso de radiómetro en forma periódica. (Curing Radiometer 100 de demetron co USA) se mide en mW/cm^2 . Observándose diferencias estadísticamente significativas en los registros de emisión lumínica a favor de las lámparas de fibra óptica rígida en comparación con las flexibles. (Zarate de Lutereau S. et al). Existen lámparas Halógenas convencionales y Halógenas de alta densidad de potencia mayor de 700 a 1700 mW/cm^2 .

Lámparas de plasma:

Emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas Xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos. La luz generada con este tipo de dispositivo es de elevada potencia (1400-2700 mW/cm^2) color blanco, por lo que también requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda de longitud de onda (Suñol Periu L, et al.1999).

El filtrado óptico que se utiliza en este tipo de lámpara, comparado con el de las halógenas, logra un estrecho espectro de emisión mucho más aproximado al que requiere el fotoiniciador; la canforquinona, presentando un pico de longitud de onda de elevada intensidad entre 460-480 nm (CRA Newsletter). 1999.

Lámparas láser:

Láser de argón:

Es un láser con medio activo de tipo gaseoso (gas Argón). Según modelos, emite una luz azul de 488 nm o azul - verde de 488-514 nm y densidad de potencia entre 750-1300 mW/cm^2 . No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la longitud de la canforquinona.

Láser de diodos:

Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Emite una luz roja con longitud de onda entre 830-904 nm (espectro infrarrojo). Su longitud de onda fuera del espectro visible justifica el hecho de que este tipo de láser no pueda ser utilizado para fotopolimerizar composites (Powell Gy Blankenau RJ.1996).

Lámparas de diodos:

Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible - light emitting diodes). Los V-LED son lámparas de tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo energía óptica en forma de luz visible (fenómeno de electroluminiscencia). El color de la luz emitida (longitud de onda) depende del tipo de semiconductor utilizado en la confección de V-LED.

En las lámparas de fotopolimerización se utilizan simultáneamente varios V-LED (entre 7 a 21) con semiconductor de SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul (Kurachi C, et al. 2001).

Lámparas de velocidad de polimerización rápida:

En este grupo se incluyen la lámpara de plasma (3-6 seg/capa 2 mm de composite), lámpara láser (7-14 seg/capa 2 mm de composite), y la lámpara halógena de alta intensidad (5-10 seg/capa 2 mm de composite) (Kurachi C, et al. 2001).

Las resinas fotopolimerizables se polimerizan solamente donde la luz es absorbida, dispersa y, por consecuencia, atenuada durante su paso a través del material, haciendo que las superficies más cercanas a la fuente de irradiación de la luz se polimericen más eficientemente que aquellas más profundas (Yearn J.A. 1985).

PRINCIPALES PROBLEMAS DE LA POLIMERIZACIÓN:

1. Insuficiente retención de la resina al esmalte, debido a la falta de resistencia de las prolongaciones resinosas.
 2. Riesgos mayores de agresión pulpar, debido a las características tóxicas del monómero no polimerizado
 3. Cambio de coloración del material. Debido al acelerador que no reaccionó por completo y a la absorción de agua que posee agentes colorantes disueltos en ella.
 4. Disminución de las propiedades mecánicas del material, con desgaste pronunciado en el caso de las resinas compuestas.
- (Carvalho Chain M 1998)

De una manera general el fotopolimerizador puede ser definido como un instrumento capaz de generar y transmitir con alta intensidad una luz azul; idealmente con una longitud de onda entre 400 y 550 nm, designada, específicamente, para la polimerización de materiales dentales sensibles a la luz

COMPONENTES BÁSICOS:

- * Una fuente de energía luminosa (lámpara halógena)
- * Un filtro selector de la franja de la longitud de onda transmitida.
- * Un conductor de luz para la aplicación de la misma en el área deseada.

Estos tres componentes son, sin duda alguna los principales controladores del potencial de polimerización del aparato (Peutzfeldt A. 1994).

Las lámparas usadas en los sistemas de luz visibles son lámparas halógenas. generalmente de cuarzo y tungsteno. El potencial de cura de un fotopolimerizador en lo que se refiere a la lámpara, se reduce gradualmente, durante su vida útil, y la velocidad con la cual tal degradación ocurre es dependiente del tiempo en el cual la lámpara es operada y del número de ciclos en los cuales la lámpara enciende y apaga durante un cierto período:

1. *Oscurecimiento del bulbo:* La ampolla de vidrio que cubre el filamento se vuelve oscuro debido a la ruptura del ciclo halógeno, con la consecuente galvanización del material componente del filamento localizado en el interior del bulbo. Este oscurecimiento afecta, significativamente, la salida de luz final y puede disminuirla hasta un 70%.
2. *Opacificación del bulbo:* El vidrio que cubre el filamento sufre un proceso de cristalización, que resulta en la transformación de un vidrio claro y transparente en un vidrio con apariencia opaca, obstruyendo el paso de la energía luminosa generada por el filamento. La opacificación del bulbo puede causar una disminución en la salida final de la luz de hasta 50%.
3. *Degeneración del reflector:* La degeneración consiste en la pérdida de la película reflectora que cubre el bulbo y es causada por volatilización o debido a la deposición de detritus sobre una parte o aún sobre toda la superficie del reflector. La insuficiencia en reflejar la luz generada puede causar una caída del 60% en la salida de la luz final de la unidad foto - activadora (Carvalho Chain M 1998).

El filtro óptico tiene como función principal eliminar energía luminosa con longitudes de onda no necesarias para el proceso de polimerización de los materiales odontológicos. La luz con longitudes de onda por debajo de 400 nm, se encuentran en el espectro de luz ultravioleta y contribuye muy poco para el proceso de polimerización siendo perjudicial para los ojos debiendo por lo tanto ser eliminada. Ya la luz con longitudes de onda superiores a 570 nm, actúa también mínimamente en el proceso de polimerización y al mismo tiempo, genera mucho calor, pudiendo afectar los tejidos blandos y a la pulpa (Rueggeberg F. A et al. 1993).

La guía de luz rígida es compuesta por un conjunto de fibras ópticas y de composición vítrea. Son muy eficientes en cuanto a la transmisión de la luz. Las fibras son tan estrechamente compactadas que observadas íntimamente nos recuerdan un panal de abejas.

Menos común entre los sistemas de transmisión de la luz, el cordón óptico líquido transmite la luz eficientemente y evita la utilización de las frágiles fibras ópticas, siendo, por lo tanto, más durable. Por otro lado, el cordón es más rígido y, cuando es doblado severamente, disminuye el potencial de polimerización, porque transmite menos luz. El líquido/gel transmisor de la luz constituye un secreto comercial y se sabe poco sobre su composición y propiedades, a pesar estar siendo utilizado el sistema desde hace muchos años (Carvalho Chain M 1998).

La luz se disipa proporcionalmente a la distancia elevada al cuadrado, o sea, si la distancia entre el material y la luz es doblada, el potencial de polimerización se puede reducir a menos del potencial requerido para una óptima polimerización. Siempre se debe remover la resina del refrigerador, por lo menos media hora antes de utilizarla ya que las resinas compuestas fotoactivadas se polimerizan menos eficientemente cuando están frías. . (Neo JC, et al.1986).

El radiómetro es un instrumento utilizado para medir la intensidad de la radiación electromagnética contenida en un determinado nivel de longitud de onda. Es un aparato específicamente ideado para medir la intensidad de energía de polimerización de una fuente luminosa (400 a 550 nm). Los radiómetros de polimerización disponibles usan diferentes escalas de medida, siendo, por lo tanto, obligatoria la lectura de las instrucciones de funcionamiento. Por lo general, la escala utilizada es en mw/cm^2 (miliwatt por centímetro cuadrado) y mide la concentración de la luz emitida. (Neo JC, et al.1986).

El Curing Radiometer 100 de Demetron (USA) debe dar una lectura que indica que cada 2 mm de espesor del composite (Profundidad de Polimerización) necesitamos por lo menos 300 mW/cm^2 de potencia para fotocurar el material en los 40 segundos de exposición. (Carvalho Chain M 1998).

POLIMERIZACION

Los sistemas convencionales de resinas dentales patentados hasta hoy contraen al polimerizar, tanto los autopolimerizables, como los fotopolimerizables, porque en un estado inicial las unidades monoméricas se encuentran separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final, las unidades de monómeros se encuentran a distancias menores de enlaces covalentes. Debido a ello, la matriz final poseerá un volumen inferior al que tenían sus componentes iniciales. (Feilzer and Davidson 1988)

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN:

Hasta el momento de la polimerización, las moléculas de monómero permanecen equidistantes entre sí a 4 nm; después de la polimerización se redistribuyen en el espacio, por lo que esta distancia queda reducida en tres veces (Novero, Lorenzo P.2001).

A esta discrepancia de valores entre el volumen inicial y el volumen final de la resina compuesta una vez polimerizada se le denomina contracción de polimerización; de este fenómeno, se derivan una serie de efectos secundarios entre los cuales se encuentran el fallo marginal, caries secundaria, dolor postoperatorio, lesión pulpar, fracturas adhesivas o cohesivas del material restaurador y fracturas dentarias (Yap, Aug. Et al. 2000); (Kanka J. ; Suh, B.1999).

Dado que la contracción varía entre el 2% y el 7,1% aproximadamente, de acuerdo con el porcentaje de relleno de la resina, se generan fuerzas o tensiones de 7 MPa. (Novero, Lorenzo P.2001).

FASES PRE – GEL Y POST – GEL

La resina compuesta empieza siendo un fluido muy viscoso que cambia a un sólido muy rígido. Cualquier tensión que se aplica a un fluido viscoso dará como resultado un flujo que anula la tensión. Es decir que la tensión se absorbe en ese fluido viscoso. (Sakaguchi, Berge 1998).

En la polimerización de las resinas existe un punto de gelación, es decir, un momento donde el flujo viscoso se detiene y el material se vuelve rígido y ya no puede absorber o amortiguar las tensiones. (Feilzer and Davidson 1988)

El proceso de contracción total del material puede dividirse en dos etapas bien diferenciadas que coinciden con las del proceso de polimerización:

Fase pre – gel:

El composite en esta fase todavía fluye, “acomodándose” sobre la zona de adhesión, amortigua las tensiones, evitando desadaptaciones marginales.

Fase post – gel:

Después de la gelación el composite no fluye y no puede compensar las tensiones generadas; se produce así una acumulación significativa de tensiones en la interfase adhesiva y sobre la estructura dentaria adyacente. (Sakaguchi, Berge 1998).

Cuando el composite endurece, pero aún puede fluir hasta el punto gel, se compensa las tensiones generadas a expensas de sus superficies libres, lo cual mitiga el efecto de su contracción; sin embargo, el estrés post-gel producido es más duradero. (Novero, Lorenzo P.2001).

FACTORES QUE AFECTAN LA REACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN, CON EFECTO SOBRE LA CONTRACCIÓN Y LA GENERACIÓN DE TENSIONES:

- * Aparatología de curado
- * Intensidad y secuencia de curado
- * Características ópticas del composite
- * Temperatura ambiente
- * Temperatura del composite
- * Capa inhibida
- * Presencia de burbujas en el material
- * Comportamiento elástico del material

(Novero, Lorenzo P.2001).

La intensidad de la luz afecta la resistencia adhesiva a dentina de los composites fotopolimerizables; una apropiada irradiación de luz es esencial para optimizar la polimerización de los sistemas adhesivos a la misma. (Lutri, M. S. et al.1995)

Es bien conocido que muchos factores afectan la intensidad de la luz, el voltaje de la línea, el deterioro del bulbo y filtro, la contaminación de la punta de la fibra óptica, la fractura de los fotoconductores de dichas fibras, entre otros. La intensidad puede ser más baja de la esperada y esta disminución no permite una correcta polimerización de los materiales en los tiempos recomendados por los fabricantes, afectando así las propiedades físicas de los mismos. Esta es altamente dependiente del voltaje recibido, ya que una reducción de 10 V pueden producir hasta un 33,9% de disminución de la intensidad lumínica. (Sakaguchi, R.L. et al.1992).

La resistencia de la adhesión de todos los sistemas adhesivos decrece con la disminución de la intensidad de la luz. Los patrones de disminución de la resistencia adhesiva son diferentes de acuerdo al material empleado, por lo que es necesario conocer los límites que requiere cada sistema para obtener buenos valores adhesivos. (Miyazaki, M. Et al.1995). Sakaguchi y colaboradores reportaron que la intensidad de la luz decrece rápidamente con el aumento de la distancia entre la fuente emisora y la superficie a polimerizar a partir de los 2mm. (Sakaguchi, R.L. et al.1992).

La adaptación alcanzada en el sistema resinoso compuesto estaría influenciada por el rango de emisión lumínica de las lamparas de luz visible, produciendo mayor desadaptación a mayor rango. (Lutri, M.S. Et Al 1995).

Por medio de microanálisis por dispersión de energía edax, se evaluó la filtración marginal en las interfaces adhesivas, corroboradas por fotoestereomicroscopía, y análisis estadístico, que demostraron que la filtración sería influenciada por la contracción de polimerización acorde al grado de emisión lumínica (Zarate De Lutereau, S Et Al 1994).

Sakaguchi y Berge, establecieron una relación lineal entre la contracción y la intensidad lumínica empleada, llegando a obtener hasta un 22% de reducción en la contracción de polimerización, realizando la misma con intensidades crecientes de luz (Sakaguchi, R. And Berge, H.1998).

Como vimos, al recibir menos potencia lumínica el material retrasa su punto de gelación, disipando tensiones.

FORMAS ADECUADAS DE POLIMERIZACIÓN:

- * Polimerización secuencial, gradual o de inicio lento
- * Incidencia lumínica a través de tejidos dentarios que ejercen una acción de pantalla, con disminución de la intensidad de la luz, lo que permite el flujo del material
- * Polimerización indirecta o alejada del material, para permitir el flujo por un tiempo más prolongado, realizando luego una aplicación cercana a los efectos de lograr una mayor tasa de conversión (Koran, P. and Kurschner, R 1998) (Novero, L.P.2001)

Koran y Kurschner aseguran que los valores de adhesión pueden ser mejorados realizando la fotopolimerización en dos pasos, y que, el corrimiento del material en la técnica de fotocurado incremental es mayor, lo que reduce el estrés de contracción durante el período de conversión del monómero en polímero, preservando la integridad marginal (Koran, P And Kurschner, R.1998).

Lowell, Newman y Bowman demostraron que además de la intensidad lumínica en la cinética de la polimerización influyen también los porcentajes de las resinas intervinientes en la formulación del composite.

La viscosidad del producto es un factor importante en el grado de polimerización obtenido y la reacción de difusión interna, encontrando que los mayores valores correspondían a las resinas con la combinación de TEGDMA y un 50% a 70% de BisGMA (Lovell, L. G. Et al.1999).

Yap y colaboradores estudiaron más exhaustivamente la filtración marginal, encontrando que, pueden ingresar bacterias, sus toxinas, fluidos con pigmentaciones, a través de una brecha denominada gap o por un espacio en la zona de contacto entre la restauración y el diente denominado interfase.

Existen varias razones por las cuales estas brechas pueden crearse y dar lugar a procesos de filtración marginal:

- * Técnicas deficientes de inserción del material de restauración.
- * Incorrectas técnicas adhesivas.
- * Mala polimerización de los materiales de restauración.
- * Falta de control de la contracción de polimerización.

(Yap, A et al. 2000).

De acuerdo a la Asociación Dental Americana (ADA), para la obtención de un vector de polimerización más o menos uniforme, las restauraciones se deben realizar mediante la técnica de obturación incremental, cada capa de resina debe tener un espesor igual o inferior a 2 mm (especialmente en los casos de resinas opacas o colores oscuros – alto croma-), se deben polimerizar mediante un sistema halógeno convencional de fotocurado, con una intensidad lumínica de 600 mW/cm² y con una longitud de onda entre 400 y 600 nm como mínimo, así mismo el haz de luz se debe colocar lo más cercano posible a la resina, el tiempo de radiación debe ser de 40 segundos (sistemas de resinas compuestas convencionales aceptadas por ADA), y en todos los casos se deben verificar las indicaciones Y recomendaciones del fabricante.

TASA DE CONVERSIÓN:

Finalizado el proceso de polimerización, el porcentaje de grupos metacrilatos que reaccionan alcanza un máximo del 75%. Es deseable la mayor tasa de reacción posible para lograr la estabilidad del material, pero esto implica una mayor contracción de polimerización, que se puede compensar con muchos mecanismos, tales como, incorporación de mayor cantidad de relleno, permitir mayor flujo del material durante la polimerización, aplicación de técnicas compensadoras, entre otros (Novero, Lorenzo P.2001).

En la actualidad los conocimientos sobre la contracción de polimerización de los composites, se enfocan principalmente a aquellos factores que permiten el desarrollo de dicho mecanismo. Se discuten las vías de relajación de la interfase dental, la expansión higroscópica, configuración cavitaria y técnicas de restauración y polimerización, así como ciertas variables de los materiales poliméricos que de algún modo contribuyen a disminuir o compensar el estrés de polimerización.

Las resinas compuestas debido a sus elementos constituyentes, reaccionan dando lugar a una serie de mecanismos, entre ellos el estrés y la contracción de polimerización siendo los mismos, características en común de los composites a pesar de las diferencias existentes entre las formulaciones de los distintos sistemas de resinas convencionales (Condon y Ferracane, 1998).

LEY DE HOOKE (INFLUENCIA DEL MÓDULO ELÁSTICO EN LA GENERACIÓN DE TENSIONES):

La polimerización causa entonces una disminución en el volumen de una resina compuesta creando tensiones entre la misma y la superficie de adhesión. La tensión está relacionada con la cantidad de esfuerzo dada por la contracción y el módulo de elasticidad de la resina compuesta.

Esta relación está gobernada por la ley de Hooke, que explica: $T = e \times E$, donde T es la tensión, “e” es el esfuerzo, y E el módulo de elasticidad. Esto significa que dos resinas que tienen la misma contracción pero diferente módulo de elasticidad, ejercerán distintas tensiones sobre la interfase adhesiva (Macchi, R et al.2000).

CANTIDAD DE CONTRACCIÓN:

El volumen de contracción oscila entre 1.35 - 7.1% para los materiales de restauración y entre un 2.5 - 4% para los cementos. Como regla general se podría decir, que cuanto más bajo es el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica, es decir, mientras menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción.

La viscosidad del material, se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades clínicas mediante tres métodos principalmente: primero variando el porcentaje, tipo y cantidad de relleno; segundo, añadiendo resinas de menor peso molecular, entre las mas conocidas tetrilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), etilenglicol dimetacrilato (EGDMA), y tercero, por la combinación de los dos métodos anteriores (De Gee Aj. And Smith A 1981)

Un material más rígido como por ejemplo un composite de alta carga cerámica para el sector posterior puede sufrir mayor desadaptación marginal que uno que sea más elástico. Esto puede contradecirse con los clásicos conocimientos, que dicen que, si el material tiene menor cantidad de matriz orgánica y mayor carga cerámica debería contraer menos. Tal vez contraiga menos pero presenta mayor desadaptación marginal que es en definitiva lo que nos interesa. (Feilzer and Davidson 1988)

Esto puede explicarse por el comportamiento elástico de ese material que no da margen a la relajación de las tensiones que en él se originan y transmiten esas fuerzas hacia la interfase adhesiva. Por el contrario en los materiales de menor carga, la desadaptación marginal es menor aunque su contracción sea mayor. Por este motivo es que se recomienda el uso de materiales de menor módulo de elasticidad, más elásticos para actuar como verdaderos “rompefuerzas” o amortiguadores elásticos (“stress breakers”) en el momento de transmitirse las tensiones al área marginal. Así los llamados composites flow (o fluidos o fluentes) se colocan como primer incremento sobre la pared cavitaria antes de colocar un material de menor comportamiento elástico (Bronschlicher, M et. Al. 1997).

CANTIDAD DE ESTRES:

La tensión a la que se somete un cuerpo, se expresa en unidades de fuerza por unidad de superficie, generalmente se utiliza como unidad de medida el Megapascal (MPa), que equivale a 1 Newton sobre milímetros cuadrados (1N/mm²) o a 10.2 Kg/cm². Las cifras de tensión de polimerización publicadas hasta el momento no son aparentemente elevadas y varían entre 2 - 10 MPa (Condon y Ferracane 1998), sin embargo el máximo stress, y la más rápida fuerza de contracción desarrollada, pueden ocasionar la falla adhesiva a la estructura dentaria. (Feilzer and Davidson 1988)

Che y colaboradores sugieren que los composites empacabais son menos capaces de reducir el estrés de contracción durante el estadio temprano de polimerización pero pasado el estado de pre – gelación, son los que menor contracción sufren (Che, H.Y.; Manhart, J. Et al. 2001).

IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN:

La influencia directa de las tensiones causadas por la polimerización sobre los adhesivos que actúan como nexo entre la resina y las paredes de la cavidad es una de las causas principales de falla marginal, fractura de la unión y subsiguiente filtración. (Feilzer and Davidson 1988)

Se puede afirmar que la cantidad de tensiones generadas por estrés durante la polimerización se relaciona con el aumento, la disminución, el control o la orientación de la contracción de polimerización. A esto se debe agregar un importante aspecto relacionado con el flujo del material: la existencia de contracción restringida o contenida que se produce en superficies adheridas, y la contracción no restringida o de libre flujo, en superficies libres y no adheridas denominado factor C o de configuración (Novero, Lorenzo P.2001).

Los métodos que retrasan el inicio del punto de gelación producirán resinas compuestas con menos esfuerzos residuales y por lo tanto menos tensión en la interfase adhesiva y desadaptaciones marginales. (Feilzer and Davidson 1988)

Cuando polimerizamos una resina tratará de contraerse, pero como supuestamente está adherida a las paredes cavitarias, no podrá hacerlo y utilizará como lugar de escape de tensiones la superficie de la restauración.

Surge entonces un problema: las cavidades tienen más de una pared y cada pared “tira” para su lado generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión sufrirá el despegamiento de la restauración.

El factor C o de configuración de una preparación, indica que el estrés generado en diferentes diseños de cavidades es proporcional a la cantidad de superficies adheridas. Es decir, el factor C es la proporción entre superficies adheridas y no adheridas o libres. Cuanto menor es el factor C, menor es la competencia de fuerzas entre el adhesivo y la contracción de polimerización.

$$C = \frac{\text{AREA TOTAL ADHERIDA}}{\text{AREA TOTAL NO ADHERIDA}}$$

(Feilzer and Davidson 1988, Novero, L. P.2001, Condon y Ferracace 1998, De Gee A.J.. y Smith A 1981)

De manera que si tenemos una cavidad clase I por oclusal, y colocamos un incremento de resina de 2 mm. en todo el fondo cavitario, tendremos 5 superficies adheridas (piso pulpar, y paredes mesial, distal , vestibular y palatina o lingual) contra sólo una superficie libre o no adherida por lo que el factor C será muy elevado $C = 5$ pero disminuirá a medida que existan más superficies libres o disminuyan las de adhesión (Feilzer, A.J. et al. 1987).

Se acepta la necesidad de que haya mayor superficie de contacto y menor volumen de material para así generar menor contracción de polimerización, con máximas posibilidades de adhesión a las paredes de la preparación por una mayor superficie de contacto. Esta relación entre volumen/superficie también afecta el factor C de configuración, ya que debe existir una conveniente proporción entre la superficie de contacto del material y la cantidad de paredes, con la finalidad de que haya un adecuado flujo del composite y permitir liberar tensiones, hasta alcanzar el punto gel. Es decir, si bien debe existir una mayor superficie de contacto respecto del volumen del material, esta superficie no debe contener al material, más allá de un $C = 1$ o $C = 2$, para que pueda fluir desde sus superficies libres cuando contrae durante el proceso de polimerización sin generar tensiones. (Novero, Lorenzo P.2001).

La formación de gaps en las paredes de la cavidad se ven incrementados a medida que aumenta el factor C (Yoshikawa, T.; Burrow M.F.; Tagami J.2001).

La adhesión de composite a dentina profunda brinda valores significativamente menores a los obtenidos en dentina superficial, cuando el factor C es igual a 1. Pero cuando el factor C aumenta a 3, sólo algunos sistemas muestran fallas adhesivas.

Las fallas encontradas se ubican en la superficie de la capa híbrida en contacto con la resina para los especímenes que presentaban baja resistencia adhesiva y en la mitad de dicha capa (fractura cohesiva de la capa), para los especímenes que mostraron alta resistencia adhesiva (Yoshikawa, T.; Sano, H. Et al.1999).

La polimerización de las resinas combinadas presentan una elevada contracción en relación a su configuración cavitaria. Kanka y Suh utilizaron diferentes intensidades lumínicas en cavidades con C=5, con baja intensidad (100 mW/cm²), alta intensidad (600 mW/cm²) e intensidades combinadas baja (300 mW/cm²) y luego alta (600mW/cm²) encontrando una disminución significativa en la producción de stress de contracción, utilizando baja densidad lumínica, y encontraron una pequeña producción de filtración marginal, lo que indicaría un índice de la contracción no compensada, en el grupo de intensidades combinadas(Kanca J. And Suh B.I.1999).

¿Pero que ocurre con el grado de conversión cuando sólo se utilizan intensidades lumínicas bajas?

Es bien sabido que la falta de polimerización acarrea problemas importantes en las características físicas de las resinas, con su consecuente fracaso clínico, debido a ello lo más aconsejable sigue siendo la utilización de intensidades crecientes hasta llegar a la mayor conversión posible de monómeros en polímero.

La dirección de la contracción, no fue afectada por la orientación del ingreso de la luz, pero si en cambio se vio afectada por la calidad de la adhesión, el diseño cavitario y la cantidad de superficies libres(Versluis, A. Et Al1998).

Se ha demostrado que al aumentar la intensidad de la luz se afecta negativamente la integridad marginal de la restauración, aunque parece ser que la relación entre la intensidad de luz y el stress de contracción se basa en el módulo de elasticidad del material (Unterbrink and Mussner 1994).

El flujo de un composite influye favorablemente en la reducción de estrés, si éste se sitúa en una configuración cavitaria conservadora y con bajo índice de factor C; pero cuando existe un alto índice de factor C, la balanza de la contracción de polimerización se inclinará hacia el lado negativo produciendo mayor estrés, y debido a ello, será necesario tener en cuenta varios factores capaces de modificar dicho estado, propiedades viscoelásticas de las resinas compuestas, la técnica de obturación, sistema y métodos de polimerización(Condon and Ferracace 1998).

RELAJACIÓN DE ESTRÉS:

El estrés interno del complejo diente - adhesivo - material restaurador puede llegar a relajarse, aunque no hay que esperar que una interfase previamente destruida por el stress de polimerización recupere su integridad; lo que se podría esperar, es la existencia de mejor aposición y/o una especie de retención mecánica, con contactos mas o menos íntimos entre las interfaces.

Entre las principales causas de la relajación del estrés tenemos:

EXPANSIÓN HIGROSCÓPICA:

Con el tiempo se produce una relajación del stress al absorber el material agua de su entorno; dicha relajación puede, en algunos casos, convertirse en una expansión que podría igualar la contracción previa. Como es de esperar, la relajación por absorción acuosa es lenta y por ende, actúa mucho mas tarde que la contracción de polimerización. (Feilzer and Davidson 1988).

La tasa de relajación higroscópica depende principalmente del tipo de resina, del relleno, del grado de polimerización y de su accesibilidad al agua, ya sea desde el entorno bucal o desde la dentina. La absorción acuosa desde la dentina es la más favorable, gracias a que relaja el stress precisamente en las zonas mas criticas. En este último caso existe una dificultad añadida, la presencia de una capa de material interpuesto, el adhesivo dentinario, entre la dentina y la resina. (Feilzer and Davidson 1988)

El desarrollo de la contracción de polimerización es un proceso sistemático y complejo, en el cual intervienen diversos factores que abarcan desde las propiedades físico-químicas y mecánicas de los materiales poliméricos, hasta algunos elementos relacionados con la clínica, como la técnica de obturación utilizada, el sistema y el método de polimerización utilizados; dichos factores se deben tomar en cuenta al momento de realizar una restauración adhesiva estética directa o indirecta, para así reducir o atenuar el stress que se genera durante y después del proceso de polimerización, evitando los efectos secundarios que se originan del fallo de polimerización, como la caries secundaria, filtración marginal, flexión cuspídea, microfracturas dentales, dolor postoperatorio, fracturas adhesivas o cohesivas del material restaurador e incluso lesiones pulpares reversibles o irreversibles(Davidson and Feilzer 1997).

FACTORES QUE MODIFICAN O COMPENSAN EL STRÉS DE POLIMERIZACION

- * Preparación cavitaria conservadora.
- * Uso de técnica de grabado total.
- * Aplicación de sistemas adhesivos actuales.
- * Aplicación de una capa de espesor suficiente de agente de unión.
- * Respecto del período de imprimación
- * Uso de base o liner con bajo módulo de elasticidad.
- * Utilizar técnica incremental con la finalidad de optimizar el factor de configuración

FACTORES DEPENDIENTES DEL MATERIAL RESTAURADOR

- * Deformación de las superficies libres de la resina compuesta durante el proceso de fotocurado.
- * Deformación elástica del material restaurador
- * Deformación de la estructura dentaria.
- * Espesor del incremento de resina
- * Sorción de agua

FACTORES DEPENDIENTES DEL MÉTODO DE POLIMERIZACIÓN

- * Intensidad y dirección de la luz.
- * Opacidad y croma de la resina compuesta.

A modo de resumen podríamos decir que la inserción de una resina adhesiva en una preparación cavitaria se basa en una competición entre las fuerzas de contracción de polimerización y la resistencia adhesiva a la estructura dentaria. El grado de estrés que se desarrolla puede ser controlado de diferentes formas teniendo en cuenta el factor C de configuración cavitara, por el uso de bases, por la forma y el espesor de las capas de resina y por el tipo de resina utilizada, de fotocurado o curado químico(Carvalho, R.M. et al.1996).

Según Feilzer y colaboradores, existe un aumento del stress de contracción al aumentar el factor de configuración, siendo este directamente proporcional a la superficie libre e inversamente proporcional a la adherida: Factor C: superficie adherida / superficie libre: Por lo tanto a mayor superficie libre, menor será el índice del factor C. La reducción de stress por la capacidad de flujo del material, depende tanto de las propiedades viscoelásticas propiamente dichas del mismo, como del factor C(Feilzer et al1990)

Asmussen y Munksgaard, sugieren enfáticamente que valores de fuerza de unión superior a 18 MPa podrían equilibrar las fuerzas de contracción de polimerización y así mantener la integridad de la unión(Asmussen y Munksgaard, 1985).

PERMEABILIDAD DENTINARIA

La permeabilidad de la dentina a los agentes adhesivos es de crucial importancia para obtener una buena adhesión dentinaria. En aquellos sistemas que eliminan la capa de barrillo, existe la oportunidad de que la resina infiltre tanto los túbulos como la dentina intertubular. La penetración de resina dentro de los túbulos permite sellarlos con efectividad contribuyendo a la resistencia de la unión cuando la resina se adhiere a la pared del túbulo. La infiltración de resina dentro de la dentina intertubular sólo puede conseguirse cuando se elimina la fase mineral de la dentina con acondicionadores ácidos o quelantes. (Pashley, David H 1995)

Aunque la resina penetra en los túbulos formando lengüetas que pueden contribuir a la adhesión de la resina, y si bien es cierto que ésta se adhiere a la dentina peritubular, el factor más importante de adhesión dentinaria en la mayoría de las situaciones clínicas es la permeabilidad de la resina en la dentina intertubular, proceso que podría denominarse permeabilidad intradentinaria. (Pashley, David H 1995).

Van Meerbeeck y colaboradores han ofrecido microfotografías con Microscopio Electrónico de Transmisión de cortes ultrafinos desmineralizados de alta calidad que demuestran como el grabado ácido puede eliminar la apatita mineral de las fibras de colágeno, estableciendo así una red reticular de canales de difusión interfibrilar a través de la cual puede realizarse la infiltración de resina. (Van Meerbeck, B. Et al. 1993)

También examinaron dentina humana adherida con el MET revelando tres zonas superficiales: una zona superficial amorfa electrodensa que capta metales pesados, una zona media que contiene muchas fibras de colágeno en perfil con bandas electrolúcidas alrededor de ellas, y una zona inferior que contiene fibras de colágeno reforzadas por material electrodenso. Estas tres zonas ocupan los 2-3 μm superficiales de la dentina que se desmineraliza durante el proceso de adhesión. (Van Meerbeck, B. Et al. 1993)

Para poder restaurar la resistencia de la dentina, la infiltración de resina debe reemplazar todo el mineral perdido, ya que la dentina parcialmente desmineralizada reforzada con resina puede resultar más fuerte que la dentina completamente desmineralizada.

La penetración incompleta o diferencial de resina presenta ventajas y desventajas. Una ventaja puede ser la creación de un gradiente de módulo de elasticidad que va desde la matriz dentinaria mineralizada hasta el composite; éste puede actuar como absorbente de las fuerzas elásticas que minimiza las tensiones de polimerización y función masticatoria. La desventaja es que si esta infiltración de resina diferencial deja la parte basal de la capa híbrida sin suficiente resina para envolver por completo las fibras de colágeno desmineralizadas, puede dejar esa zona más débil y por ende más susceptible a la hidrólisis y a la microfiltración. (Pashley, David H 1995)

Van Meerbeeck y colaboradores demostraron que, en algunos sistemas de adhesión dentinaria, existe una discrepancia entre la profundidad de desmineralización y la profundidad de infiltración de resina.

La capacidad de difusión intrínseca de los monómeros adhesivos es alta, ya que son mucho más pequeños que los poros (40-50 nm), y canales (20 nm) alrededor de las fibras de colágeno. La dificultad que estos monómeros encuentran en la infiltración es la presencia de agua o fluido dentinario, que diluye su concentración precipitando el monómero, y compitiendo con los mismos en la humectación de las fibras colágenas y de dentina mineralizada. (Van Meerbeek, B. Et al. 1993)

Las diferentes resinas adhesivas pueden no infiltrar la misma distancia dentro de los canales en el mismo tiempo, debido a sus diferentes coeficientes de difusión intrínseca, proporcionales a la raíz cuadrada de sus pesos moleculares. Esta difusión diferencial de las mezclas de resina (HEMA BISGMA), pueden cambiar las relaciones molares de los copolímeros, generando un gradiente de módulo elástico en la interfase, protegiendo la unión a la rotura. (Pashley, David H 1995)

MODIFICACIÓN DE LA PERMEABILIDAD DENTINARIA POR LA APLICACIÓN DE DIFERENTES MATERIALES:

La permeabilidad dentinaria, aumentada iatrogénicamente durante la preparación cavitaria, puede ser incrementada o disminuida mediante la aplicación de diversos productos sobre la dentina. Los materiales que actúan sobre la permeabilidad dentinaria, pueden clasificarse en:

1. Materiales que aumentan la luz de los túbulos dentinarios.
2. Materiales que se introducen en los túbulos dentinarios.
3. Materiales que cubren los túbulos dentinarios.

Viéndose aumentada la permeabilidad en el primero de los casos y disminuida en los últimos dos. (Pashley, David H 1995)

Cuando tallamos una cavidad en un diente se produce una exposición de túbulos dentinarios que provoca un aumento de la permeabilidad, ya que se ponen en comunicación dos espacios con distinta presión, el medio externo y la cámara pulpar. Cualquier material que coloquemos sobre una dentina expuesta, provoca la disminución inmediata de la permeabilidad dentinaria en función de la efectividad de su sellado, es decir de la capacidad que tenga el material para conseguir con la dentina una interfase cerrada y hermética. Pero también se va a producir una disminución de la permeabilidad dentinaria a corto plazo debido a la respuesta pulpar ante cualquier agresión. En este caso la acción del material es totalmente indirecta y se reduce a mantener la interfase cerrada al paso de bacterias, lo que permite a la pulpa realizar su función, siendo la respuesta pulpar independiente del material que se utilice, siempre que evite la microfiltración. (LEE SJ, et al., 1992)

AUMENTO DE LA LUZ DE LOS TÚBULOS DENTINARIOS:

Cualquier ácido colocado sobre la dentina tallada elimina parcial o totalmente el barrillo dentinario, produciendo un aumento de la permeabilidad. Si el ácido utilizado tiene un pH suficientemente bajo, produce además una descalcificación de la dentina inter y peritubular con un mayor incremento de la misma. (Tagami, J et al., 1990 (b))

Kurosaki y colaboradores, demostraron que este aumento de permeabilidad es poco marcado en estudios in vivo, siendo mucho menor que en estudios sobre dientes extraídos. (Kurosaki, N, et al. 1991)

DISMINUCIÓN DE LA LUZ DE LOS TÚBULOS DENTINARIOS:

Existen diferentes mecanismos por los que se consigue la disminución de la luz de los túbulos dentinarios.

Las resinas hidrofílicas de los sistemas adhesivos se introducen y fraguan en el interior de los túbulos dentinarios, constituyendo los tags que reducen la permeabilidad dentinaria. (Hansen S.E et al. 1992).

Otros productos utilizados son algunas sales solubles que reaccionan con iones de la estructura dentaria formando un precipitado cristalino. Para que estos materiales sean efectivos en la disminución de la permeabilidad dentinaria la cristalización debe tener lugar en un corto período de tiempo, 2-3 minutos, y los cristales que se formen deben ser lo suficientemente pequeños como para que entren en los túbulos dentinarios. (Greenhill J.D, Pashley D, 1981)

8. Hidróxido de Calcio:

La colocación de hidróxido de calcio comercial durante 5 minutos sobre una dentina húmeda condiciona el cierre inmediato de un alto número de túbulos dentinarios, lo que se hace más evidente cuando el tiempo de aplicación del hidróxido de calcio se mantiene durante 3 días. También se comprobó cómo el material precipitado en el interior de los túbulos era relativamente estable en medio acuoso neutro y bastante soluble en medio ácido. (Tung MS et al., 1993)

2. Oxalatos:

Las sales de oxalatos disminuyen la permeabilidad dentinaria mediante la formación de un precipitado cristalino en el interior de los túbulos dentinarios. (Sandoval .VA, et al., 1989) Simpson y colaboradores encuentran que utilizando una sal ácida de oxalato de aluminio durante 1 m. sobre la dentina, se produce una disolución del barrillo dentinario junto con una oclusión de los túbulos por un precipitado cristalino. (Simpson M.D, et al., 1992)

9. Fosfato Cálcico:

La acción del fosfato cálcico sobre la permeabilidad dentinaria, utilizando distintas concentraciones y distintos pH es el método más efectivo para disminuirla por disolución del barrillo dentinario. (Tung MS et al., 1993)

10. Nitrato de Plata:

El nitrato de plata también produce un precipitado cristalino en el interior de los túbulos dentinarios, disminuyendo la permeabilidad, pero tiene el inconveniente de teñir las estructuras dentarias. (Greenhill JD, Pashley D, 1981)

BLOQUEO DE TÚBULOS DENTINARIOS:

Existen materiales que se colocan sobre la superficie dentinaria y no se pueden introducir en los túbulos debido a su alta viscosidad, pero se adhieren a la dentina intertubular, bloqueando así los, lo que condiciona la disminución de la permeabilidad. De esta forma funcionan materiales como la resina Copal, el ionómero vítreo, el cemento de policarboxilato, así como múltiples liners que aparecen continuamente en el mercado. (Del Nero M.O, y colab, 1994)

MECANISMOS DE TRANSPORTE DE SUSTANCIAS A TRAVÉS DEL TÚBULO DENTINARIO:

Siguiendo a Pashley podemos diferenciar tres procedimientos diferentes para el paso de los diversos solutos por el túbulo dentinario.

Debido a la presión de los fluidos intersticiales de la pulpa se produce un movimiento en masa de ese fluido. Cuando la circulación pulpar esta intacta, hay una pequeña presión hidrostática que se dirige hacia la periferia y a la que se oponen el esmalte, el cemento, el barrillo dentinario, y las obturaciones. Esta presión disminuye, por ejemplo, con los vasoconstrictores de los anestésicos; y aumenta con los procesos inflamatorios. Este tipo de transporte puede darse también en sentido inverso, ésta ocurrirá cuando se aumente la presión exterior, al morder, y al colocar restauraciones dentarias tanto por técnica directa como por indirecta (cementado). El llamado transporte convectivo se rige por la ecuación de Pouesille-Hagen:

$$J_v = \frac{p D r^4}{8 h L}$$

en la que DP es el gradiente de presión durante el movimiento, r es el radio de la sección tubular, L es la longitud del túbulo, y h la viscosidad del fluido. Según esta fórmula, el paso de fluidos depende enormemente del diámetro del túbulo, de forma que pequeños cambios en éste son capaces de modificar mucho la permeabilidad dentinaria. La longitud del mismo (L), influye en la medida que aumenta la resistencia por fricción. Pero en el transporte convectivo no se tienen en cuenta aspectos de disipación de solutos.

El transporte por difusión es otra posibilidad para el paso de productos a través del túbulo dentinario. De la misma manera que para el transporte convectivo, se pueden relacionar las variables que intervienen en él con la siguiente relación:

$$J_s = D_s A_s \cdot \frac{DC_s}{DX}$$

donde D_s es el coeficiente de difusión, A_s es la superficie disponible para la difusión que será lógicamente equivalente a la sección del túbulo y la densidad de éstos (pr^2N), DC_s es el cambio en la concentración del soluto a través de la dentina, y el DX corresponde a la distancia sobre la que ocurre la difusión, vale decir, el espesor de la dentina, en el caso que nos ocupa.

Por lo tanto, según lo que acabamos de ver, el transporte será tanto mayor cuanto mayor sea el coeficiente de difusión. (Pashley D.H, 1990)

ADHESION

La palabra adhesión es derivada del latín adhaerere, la cual es un compuesto de ad, o para y haerere, o pegarse. En terminología adhesiva, adhesión o enlace es la unión de una sustancia a otra, donde la superficie o sustrato que es adherida es denominada adherente, y el material que, cuando es aplicado a superficies de sustancias, puede unir las, resistir la separación, y transmitir cargas a través de la unión es llamado agente adhesivo, sistema adhesivo o simplemente adhesivo. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999)

La adhesión se refiere a las fuerzas o energías entre los átomos o moléculas en una interfase que mantiene juntas dos superficies. En pruebas de pérdida de adhesión, en la literatura dental, la misma está frecuentemente sujeta a fuerzas de tracción o deslizamiento constante, y de ese modo cuantificada la falla. Si esta ocurre en la interfase entre los dos sustratos, el modo de falla es referido como adhesivo, si ocurre dentro de uno de los sustratos, como cohesivo, siendo de todas maneras el modo de falla comunmente encontrado de tipo mixto(Eliades G.1994).

LA NATURALEZA DE LA ADHESIÓN

Pueden reconocerse distintos mecanismos que permiten lograr adhesión. Adhesión mecánica, que consiste simplemente en que las dos partes queden trabadas en función de la morfología de ambas ya sea a nivel macroscópico o microscópico. También pueden generarse fuerzas que impidan la separación de ambas partes sobre la base de la interacción de los átomos o moléculas que constituyen toda porción de materia. La unión lograda en función de la generación de fuerzas interatómicas o intermoleculares se acostumbra a denominar adhesión específica o adhesión química. (Macchi, R.L.1993)

Estas categorías pueden ser subdivididas aun más, en la siguiente tabla:

- * Adhesión mecánica:
 1. Retención micromecánica debida a las irregularidades de la superficie.
 2. Retención debida a cambios dimensionales.
- * Adhesión específica:
 11. Fuerzas de valencia primaria: iónicas, covalentes, metálicas
 12. Fuerzas de valencia secundaria: fuerzas de Keesom y Debye, fuerzas de dispersión de London, puente de hidrógeno(O'Brien – Ryge.1980)

Uniones de valencia primaria

Las uniones de valencia primaria son aquellas que mantienen unidos a los átomos para formar moléculas o estructuras macromoleculares: uniones iónicas, covalentes y metálicas. Son excepcionalmente fuertes y dan lugar a uniones muy resistentes. (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982)

Uniones de valencia secundaria

Estas uniones son de mayor importancia en la mayoría de los sistemas adhesivos. En forma general son denominadas fuerzas de van der Waals y constituyen las fuerzas intermoleculares que dan cohesión a una estructura. Estas fuerzas son en general, mucho más débiles que las uniones de valencia primaria.

Existen diversos tipos de fuerzas de valencia secundaria, pero todas se producen como consecuencia de las interacciones entre moléculas que están electrostáticamente desequilibradas. (Williams, D.F. y Cunningham, J.1982)

Han sido desarrolladas cuatro teorías diferentes para atribuir el fenómeno de adhesión observado:

1. Teorías mecánicas establecen que el adhesivo solidificado trava micromecánicamente con la rugosidad e irregularidades de la superficie del adherente.
2. Las teorías de adsorción abarcan toda clase de uniones químicas entre el adhesivo y el adherente, incluyendo fuerzas de valencia primarias (iónica y covalente) y secundarias (hidrógeno, interacción bipolar, y dispersión London). Las fuerzas de dispersión London están presentes casi universalmente, debido a que ellas se originan y solamente dependen de la presencia de núcleos y electrones. Los otros tipos de unión requieren grupos químicos apropiados para interactuar.
3. Las teorías de difusión proponen que la adhesión es el resultado de la unión entre moléculas móviles. Los polímeros de cada lado de una interfase pueden atravesar y reaccionar con moléculas en el otro lado. Eventualmente, la interfase desaparecerá y las dos partes se volverán una sola.
4. Las teorías electrostáticas establecen que se forma una capa doble eléctrica en la interfase entre un metal y un polímero, haciendo una certera contribución todavía oscura, a la resistencia de la unión. (Eliades G.1994).

Un requerimiento importante para que cualquiera de estos fenómenos de interfase tomen lugar, es que los dos materiales estén suficientemente cerca y en íntima relación. La humectación del adhesivo solamente ocurrirá si su tensión superficial es menor que la energía superficial libre del adherente. (Ruyter I.E.1992)

Sólo un líquido puede intentar lograr una aproximación suficiente a un sólido como para acercarlo a un orden de magnitud adecuado para obtener adhesión mecánica microscópica o adhesión específica. Las técnicas adhesivas, por ese motivo, incluyen casi siempre el empleo de una sustancia líquida que se pone en contacto con un sólido y que luego se hace endurecer por algún mecanismo físico o químico. (Macchi, R.L.1993)

La calidad y durabilidad del sellado marginal, ha sido siempre una de las situaciones más importantes al seleccionar un material restaurador. La capacidad de un material de sellar la interfase con la estructura dentaria, es quizás el factor más significativo para determinar la resistencia a la formación de futuras caries. La prevención de la microfiltración depende principalmente del mantenimiento del sellado entre el material y la estructura del diente. (Wieczkowski, G. Jr. Et al.1992)

Los sistemas restauradores pueden producir una adhesión a las paredes de la cavidad de suficiente resistencia para soportar el estrés generado durante la polimerización de los materiales resinosos, como así también el ocurrido durante el normal funcionamiento oclusal. (Wieczkowski, G. Jr. Et al.1992)

Han sido desarrolladas diferentes técnicas para la promoción de la adhesión a las superficies dentarias, las que pueden ser agrupadas de la siguiente manera:

- a) tratamientos de limpieza que mejoran las posibilidades de “mojado”.
- b) Tratamientos calcificantes para modificar la química de la superficie del diente y favorecer la formación de uniones que dependen del calcio.
- c) Tratamientos de grabado para mejorar la adhesión mecánica.
- d) Aplicación de agentes de enlace para lograr adhesión específica.

(Williams, D.F. y Cunningham, J.1982)

De acuerdo a la teoría de humectación y energías superficiales libres, la adhesión al esmalte es mucho más fácil de lograr que la adhesión a la dentina. El esmalte contiene principalmente hidroxiapatita, la cual tiene una alta energía superficial libre, mientras que la dentina está compuesta de dos sustratos definidos, hidroxiapatita y colágeno, el cual tiene una energía superficial libre baja. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999)

Desde su introducción en 1955 por Buonocuore, el éxito clínico de la adhesión a esmalte ha sido una constante; si el esmalte es grabado convenientemente, se logra una unión firme y duradera (Buonocuore M.G.1955).

El esmalte es un tejido poroso, con un volumen de cerca de 0.1% de poros, compuesto por una matriz proteica de enamulina, agua y fosfato de calcio en la forma de hidroxiapatita. fluorapatita o carbonatoapatita. . (Gwinnett, A.J1998).

El esmalte dental es un mineral impuro compuesto de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ y pequeñas proporciones de carbono (4%), sodio (0,6%), magnesio (0,2%), cloro (0,2%), y una pequeñísima cantidad de flúor (0,01%).(Chow, L.C. y Vogel, G.L.2001)

El biofilme orgánico depositado sobre su superficie, contribuye a crear una energía de superficie relativamente baja. La tensión superficial crítica del esmalte ha sido medida, comprobándose que posee un valor de aproximadamente 28 dinas/cm; esto constituye un estado relativamente bajo de energía. Dicha tensión, aumenta de una manera significativa inmediatamente después del acondicionamiento ácido a un valor de 72 dinas/cm , lo que es casi tres veces el valor del esmalte no grabado, por lo que, este fenómeno eleva la adhesión clínica. La fuerza de unión interfacial debe ser de una magnitud suficiente para que no sea rota por la contracción de polimerización de las resinas compuestas. (Gwinnett, A.J1998).

De los 60 segundos iniciales, con el tiempo el grabado se ha reducido a apenas unos 15 segundos, y se han utilizado diferentes ácidos, siendo el más habitual el ortofosfórico en concentraciones entre el 30 y 40% (Roig Cayón Miguel et. Al.1997).

El grabado ácido del esmalte crea irregularidades superficiales que son ideales para la adhesión con resinas. La resistencia adhesiva de las restauraciones de composite al esmalte grabado se encuentra alrededor de los 20 MPa, esa resistencia ha sido comprobada clínicamente como éxito de retención y sellado marginal de restauraciones directas e indirectas de composite, brackets ortodóncicos y selladores de fosas y fisuras. (Triolo P.T. Jr. Et al.1995)

Igualmente, la instrumentación del sustrato dentario durante la preparación cavitaria produce una capa de desecho con una energía superficial libre baja. Por lo tanto, la superficie dentaria natural debe ser limpiada vigorosamente y pretratada antes de los procedimientos adhesivos para aumentar su energía superficial libre y en consecuencia hacer más receptivo al enlace. (Mount G. J. 1994)

Varios, si no todos, los mecanismos de adhesión descriptos contribuyen para aumentar algo a la resistencia adhesiva. (Mount G. J. 1994)

HISTORIA DE LA ADHESIÓN DENTINARIA

El primer intento de desarrollar un sistema de adhesión a la dentina fue realizado por Hagger, un químico suizo en 1951. El primer producto comercial (Sevriton Cavity Seal), basado en ácido glicerofosfórico dimetacrilato, fue usado para adherir una resina acrílica autopolimerizable, Sevriton, a la dentina. (Mc. Lean, John W.1996)

Una gran variedad de agentes adhesivos han sido desarrollados y comercializados para adherir a la compleja superficie dentinaria. El primer material adhesivo dentinario fue desarrollado basándose en metilmetacrilato (MMA), polimerizado con el Tri-N-butilburano, pero la resistencia adhesiva conseguida en dentina era tan sólo de 2 – 3 MPa. Posteriormente aparecen adhesivos a dentina, que producían uniones iónicas al calcio de la hidroxiapatita utilizando Bisfenilglicidilmetacrilato (BisGMA) y tetraetilglicidilmetacrilato (TEGDMA), (Eppelbaum H. Et al.1995), con el agregado de un grupo fosfato ácido. Se postuló que el fosfato reaccionaría con el calcio de la dentina y con la matriz orgánica con la cual se esperaba que formara una fuerte unión iónica e hidrogénica. A pesar de todo, después del almacenamiento en agua por 6 meses hubo una reducción drástica en la fuerza de unión, atribuida a la hidrólisis. (Munksgaard, S. et al. 1985)

Fueron realizadas algunas mejoras en el tipo de éster fosfatado, basado químicamente en un oxiclورو de fósforo. Los valores de retención para las restauraciones eran bajas y aquellas retenidas mostraban pigmentación marginal. Al ser comparados con valores de unión registrados para esmalte (aproximadamente 20 MPa). los valores para dentina fueron, aproximadamente, 50% más bajos. (Gwinnett, A.1998).

Más tarde se comienza a dar un rol importante al papel que juega como barrera de difusión a la capa de barro dentinario, y se utilizan ácido maleico, hidroxietilmetacrilato (HEMA), 4-metacriloxietiltriacrilato (4-META), con valores entre 10 –18 MPa. Luego aparecen sistemas multipropósito para adherir no sólo a esmalte y dentina sino también a otros sustratos como amalgama, porcelana, diferentes aleaciones, composite, con niveles adhesivos del orden de los 20 MPa, alcanzando estos valores al atravesar la capa de barro dentinario. (Eppelbaum H. Et al.1995)

Un tipo micromecánico de adhesión también ocurre cuando está involucrada la dentina. Aunque existe algo de controversia acerca de la contribución de enlaces químicos primarios para el enlace diente – resina, las fuerzas secundarias débiles London – van del

Walls pueden jugar un rol contribuyente debido al contacto íntimo entre la resina y el sustrato dentario. (Spencer P. et al.1992)

Varios adhesivos dentinarios acondicionan simultáneamente el esmalte y la dentina, con ácidos más débiles que el ácido fosfórico entre el 30 y 40%, remueven el barro dentinario, y luego interactúan con la dentina superficial. (Abate, P.;Abramovich et al 1998):

Las superficies de dentina tratada con ácido fosfórico al 35% muestran suaves excavaciones e irregularidades y casi la totalidad de los conductillos dentinarios aparecen abiertos y hasta dilatados por pérdida de matriz peritubular. (Abate, P.; Abramovich, A. et al 1998).

Los ácidos tienen un efecto diferente sobre las paredes de la dentina; la solución de ácido fosfórico al 37% eliminó el barrillo dentinario y abrió los orificios de los túbulos dentinarios, que aparecieron vacíos. Con la solución de ácido oxálico al 4,3% y las sales de aluminio al 2,6%, aproximadamente un 50% de los orificios de los túbulos dentinarios aparecen rellenos con barro dentinario, mientras que el resto están parcialmente vacíos. La dentina tratada con solución de ácido maleico al 10% mostró orificios de los túbulos dentinarios abiertos, y se observan fibrillas de colágeno dentro de los túbulos (Franchi, M.; Breschi, L. 1996).

Perdigão y Lopes en su estudio sobre la influencia del tiempo de grabado sobre la desmineralización de la dentina, describen una profundidad promedio de 1,1 micrones, para un tiempo de 5 segundos de acondicionamiento con ácido fosfórico al 35 %, y de 8,1 micrones a los 120 segundos. Esta diferencia importante entre la profundidad de desmineralización dentinaria de acuerdo con el tiempo de grabado, no presentó una proporcionalidad, ya que si el acondicionador permanece más de 15 segundos en contacto con la dentina, la profundidad no aumenta gradualmente con el aumento de tiempo. Observaron que si se cambia el ácido luego de los 15 segundos de acción por uno fresco la desmineralización aumenta nuevamente como en los primeros segundos del primer tratamiento; este factor es muy importante de tener en cuenta cuando exista contaminación cavitaria con saliva, ya que el regrabado dentinario daría profundidades de descalcificación que no serían completamente impregnadas con la penetración de la resina adhesiva (Perdigão J, Lopes M.2001).

Parámetros que afectan la adhesión al tejido dentario

La resistencia y durabilidad de las uniones adhesivas dependen de varios factores: las propiedades físico – químicas del adherente y del adhesivo, las propiedades estructurales del adherente, la formación de contaminantes de la superficie durante la preparación cavitaria, el desarrollo de fuerzas externas que impiden el proceso de adhesión y sus mecanismos de compensación, y el mecanismo de transmisión y distribución de las cargas aplicadas a través de la unión adherida. Además, el medio oral, sujeto a humedad, fuerzas físicas, cambios de temperatura y pH, y hábitos masticatorios, influyen considerablemente las interacciones adhesivas entre materiales y tejidos dentarios. (Van Meerbeek, Bart; Perdigão, Joao et al.1999)

Contrariamente al esmalte biológicamente no vital, la dentina entonces debe ser vista como una extensión anatómica y fisiológica de la pulpa. Debido a las preocupaciones en mantener la integridad biológica del complejo dentinopulpar, el foco principal de las primeras investigaciones sobre adhesivos dentinarios era dirigido al establecimiento de un puente químico entre tejido y resina. (Gwinnett, A.J1998).

La matriz dentinaria está compuesta por fibras colágenas, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento, proteínas osteogénicas y otros componentes. Esta matriz que varía según la profundidad de la dentina que se analice juega un papel fundamental en los mecanismos de adhesión. (Uribe Echevarría, J.2000)

Es preciso eliminar los restos que produce el acondicionamiento ácido de la dentina, para dejar libres las fibras de colágeno, por lo que se aplica agua con la jeringa del equipo por espacio de alrededor de 30 segundos. Las fibras de colágeno “libres” tenderán a apelotonarse sobre la superficie dentinaria y para evitarlo es importante no secar en exceso la cavidad, por lo que se habla de secar sin desecar.; a diferencia de lo que se preconiza para la adhesión a esmalte. (Roig Cayón Miguel et. Al.1997).

Como vimos la dentina peritubular o también llamada dentina intratubular, es un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, que se caracteriza por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibras colágenas, siendo éste el principal elemento para lograr adhesión micromecánica por interpenetración de sus microfibrillas. (Uribe Echevarría, J.2000)

Es importante señalar que el componente orgánico proporciona alrededor del 30% de la resistencia total de la dentina, y que por lo tanto es de mucha utilidad para lograr una buena adhesión. (Roig Cayón Miguel et. Al.1997).

La dentina superficial tiene menor cantidad de contenido acuoso, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno. Contrariamente, la dentina profunda tiene mayor cantidad de agua, mayor número de túbulos y menor porcentaje de colágeno. Los fenómenos adhesivos serán generados idealmente en la dentina superficial y media, más que en la dentina profunda, debido a que la unión micromecánica se produce con las fibrillas colágenas y no con el agua. (Uribe Echevarría, Jorge.2000)

Un estudio muestra que la capa híbrida lograda con el uso de sistemas adhesivos que realizan el grabado ácido con ácido fosfórico, fue más gruesa que la producida por los sistemas que utilizan primers autoacondicionantes. Al mismo tiempo, fue evaluada la resistencia traccional adhesiva de los mismos a las distintas zonas de dentina, dividiéndola en dentina perpendicular a la superficie oclusal (piso de clase I), y paralela (pared axial de clase II), encontrando que no existió diferencia significativa para la dentina perpendicular entre los sistemas adhesivos utilizados, tampoco entre las dentinas perpendicular y paralela para los adhesivos autoacondicionantes. La resistencia adhesiva de la dentina paralela fue mayor para todos los sistemas adhesivos, pero solo lo fue significativamente $p < 0,05$ para los sistemas con grabado de ácido fosfórico. Esto último se correlacionó con un aumento al doble del espesor de la capa híbrida. La microscopía electrónica mostró para la dentina paralela que la resina adhesiva penetró no solo desde la superficie de la dentina expuesta, sino también por orificios producto del corte oblicuo de algunos túbulos, permitiendo la difusión de la resina alrededor de los mismos. (Ogata, M. Et al.2001)

Pero es importante tener en cuenta que la dentina es un sustrato dinámico sujeto a continuos cambios fisiológicos y patológicos en su composición y microestructura. , cuando ha sido atacada por aire o sometida a abrasión o erosión, puede ser algo diferente que la dentina sana sin afectar. La dentina sufre una esclerosis dentinaria patológica como un proceso de envejecimiento y esclerosis reactiva en respuesta a irritaciones suaves o lentamente progresivas, tales como la abrasión mecánica o la erosión química. La dentina terciaria o reparativa es producida en la cámara pulpar justo en el sitio afectado en respuesta a las lesiones tales como caries, procedimientos dentales o atrición. (Stanley H. R. et al.1983).

La hipermineralización, produce la obstrucción de los túbulos mediante los depósitos de cristales de Withlockita, y aposición de dentina reparativa adyacente a la pulpa. (Fusayama T.1979)

La esclerosis es reportada como el resultado de la obstrucción de los túbulos dentinarios mediante la aposición de dentina peritubular y precipitación de cristales minerales romboedros. El índice refractor de los túbulos obstruidos es similar al de la dentina intertubular, resultando en una apariencia vítrea.

La dentina altamente esclerótica tiene áreas de completa hipermineralización sin exposición de los túbulos, aun cuando se graba con un ácido. . (Duke E.S., Lindemuth J.S.1991)

Todas estas transformaciones morfológicas y estructurales de la dentina, inducidas por procesos fisiológicos y patológicos, resultan en un sustrato dentinario que es menos receptivo a los tratamientos adhesivos que la dentina normal. (Duke E.S., Lindemuth J.S.1991)

Es importante resaltar que el contenido acuoso de la dentina, mucho mayor que el del esmalte, obra como factor negativo en la longevidad clínica de la unión adhesiva con la dentina. Actualmente se ha podido comprobar que las uniones adhesivas resinosas sufren modificaciones caracterizadas por la hidratación de la capa de unión a dentina y áreas de nanofiltración y microfiltración interfásica. (Uribe Echevarría, Jorge.2000)

BARRO DENTINARIO

La capa de desecho ha sido calificada como “cualquier detritus, de naturaleza calcificada, producida por la reducción o instrumentación de la dentina, esmalte o cemento”, o como un “contaminante” que evita la interacción con el tejido dentario puro subyacente. Esta capa de detritus producida iatrogénicamente tiene una gran influencia sobre el enlace adhesivo formado entre el diente tallado y el material restaurador. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999).

La capa de barro dentinario o Smear Layer, puede ser conocida también con los nombres de capa dentinaria untuosa, deformada o estirada, lodo dentinario, residuo dentinario y ectoplasma dentinario(Uribe Echevarría, Jorge.2000)

Su composición indica la estructura de la dentina subyacente principalmente conteniendo hidroxiapatita pulverizada y colágeno alterado, mezclado con saliva, bacterias, y otros detritus de la superficie abrasionada. El espesor de la capa de desecho ha sido reportado que varía de 0.5 a 5.0 μm . Aunque el detritus ocluye los túbulos dentinarios con la formación de proyecciones de capa de desecho dentro de los túbulos, (Pashley D.H. et al.1992)

La proyección de tapones dentro de los túbulos, denominados SmearPlugs, han sido medidos con microscopia electrónica de barrido encontrándose valores de 4.5 a 8.6 micrómetros. Estos espesores están directamente relacionados con el tipo de instrumental rotatorio, la velocidad de giro utilizada, la temperatura desarrollada, la presión ejercida durante la preparación cavitaria, la edad del diente y la profundidad del tallado cavitario o área de dentina superficial, media o profunda involucrada. (Uribe Echevarría, Jorge.2000)

El barro dentinario reduce la permeabilidad dentinaria en un 86%, ya que permite el paso de una pequeña cantidad de fluido dentinario través de ella; esto es debido a que la capa de desecho es porosa y penetrada por canales submicrónicos. (Pashley D.H. et al.1992)

La controversia se genera al querer adherir sobre la dentina y surge el planteo que hacer con el barro dentinario; hay partidarios de su eliminación total y otros de su modificación.

El barro dentinario y los tapones actúan como una barrera al movimiento de los fluidos y al ingreso de bacterias y toxinas de pulpa. La remoción del barro dentinario aumenta la permeabilidad de 5 a 20 veces y este aumento de fluidos puede influir en detrimento de la adhesión. (Erickson, R.L.1992)

Algunos productos incorporan fluoruros para generar mayor actividad antibacteriana y obtener algún grado de remineralización. Estos productos suelen ser llamados antisépticos para cavidades o limpia barro dentinario. (Rev.Odont.Hoy.1999 mar)

Empleando sistemas de adhesión para restaurar con composites, compómeros u otros materiales que los empleen, se podrá prescindir de las sustancias antes mencionadas ya que en su composición suelen existir componentes antibacterianos.

La acción antibacteriana puede provenir de:

- el acondicionamiento ácido que remueve el BD y por lo tanto los microorganismos en él.
- la acción bactericida o bacteriostática del bajo pH del agente ácido o de los primers autoacondicionantes que contienen ácidos en su fórmula.
- presencia de algunos monómeros (HEMA) u otras sustancias como las aminas que tienen capacidad para coagular proteínas.
- sustancias antibacterianas que hayan sido colocadas especialmente(Rev. Odont. Hoy marzo 1999)

Los adhesivos dentinarios actuales presentan algún solvente que puede ser agua, acetona o alcohol, algunos productos usan uno de estos componentes, mientras que otros utilizan una combinación.

Indistintamente del solvente utilizado los componentes de un adhesivo tienen distintas densidades, y como no son químicamente compatibles, se produce separación de fases, con el solvente en la parte superior y la resina decantada en el fondo, esta separación se produce en algunos sistemas adhesivos a la hora de agitarse y en otros a las dos horas, por lo que es imprescindible mezclar las botellas cada vez que se utilizan para evitar producir fallas en la adhesión (Nicholls, J. 1998).

Después de grabar la dentina, y manteniendo la superficie húmeda para prevenir el colapso de la trama colágena, para promover seguidamente la humectación e infiltración de la resina, el uso de un sistema adhesivo de base cetónica produce una mayor resistencia en comparación con una dentina seca. (Pilo, R. Et al.2001)

El mantenimiento de la estructura de las fibras colágenas íntegra y abierta, formando microcanales fibrilares para facilitar la óptima penetración de los monómeros adhesivos a través de los mismos, es lo más importante para los sistemas que se basan en adhesión micromecánica a la dentina. La presencia de humedad aparece como el factor principal para prevenir el colapso de las fibrillas, seguido de la generación de tensiones en la superficie adhesiva. (Tay F. R. Et al.1996)

Esta capacidad de adhesión sobre dentina húmeda, ha sido atribuida por Kanca a la utilización de un primer hidrófilo que contiene acetona, la cual al combinarse con el agua, aumentaría la presión de vapor de agua, favoreciendo su volatilización parcial. La adición de acetona también hace que la tensión superficial del agua disminuya, por lo tanto la mezcla de primer con acetona "recoge" al agua hasta que se alcanza un estado de equilibrio. Se supone que esto afecta a la luz del túbulo y a la superficie dentinaria. Cuando existe una buena adaptación a las paredes tubulares de la resina, mejora mucho la retención (Kanca J. 1992). (Gwinnett, A.J1998). (Kanka, J; Sandrik, J. 1998).

PRIMER

El primer o imprimador presenta resinas monoméricas hidrófilas que se comportan como una molécula bifuncional, por lo que a través de su actividad hidrófila se unen al colágeno de la dentina por traba micromecánica y por su extremo hidrófugo se incorporan al sistema resinoso de restauración mediante una reacción química. Las posibilidades de un primer resinoso de interpenetrar y reforzar la dentina normal o desmineralizada dependen de su concentración, del ángulo de contacto, de la uniformidad de penetración, del gradiente de polimerización, del tiempo de conversión de los radicales libres y de la hidrólisis del adhesivo resinoso por el agua del fluido dentinario que fluye a través del smear layer o de los túbulos abiertos por el acondicionamiento simultáneo. (Uribe Echevarría, Jorge.2000)

Una pregunta que puede resultar de esta apreciación es que sucedería si esa dentina hubiese sido tratada previamente con un fluoruro diamínico de plata, y su permeabilidad y componentes minerales se encuentren alterados; es de esperar que esto resulte en una variable que afecte directamente a la resistencia adhesiva, como veremos más adelante.

ADHESIVO

El agente adhesivo consiste finalmente en un monómero hidrofóbico a base de Bis-GMA o TEGDMA.

Algo de desmineralización es deseable para abrir la trama colágena y permitir la infiltración de la resina, pero el problema radica en saber cuanta es la desmineralización necesaria para una óptima adhesión. De todas maneras la acción ácida se ve amortiguada por la capacidad buffers de la hidroxiapatita que limita la desmineralización, al igual que ejerce un efecto protector sobre las fibras colágenas para evitar su desnaturalización por la acción cáustica del ácido. (Erickson, R.L.1992)

El Adhesivo debe interrelacionar químicamente con la capa de hibridización y tener efecto amortiguador para compensar la contracción de polimerización de los sistemas resinosos e impedir que las capas de integración o de hibridización se desprendan o microfracturen(Uribe Echevarría, Jorge.2000)

Estos materiales vienen sufriendo modificaciones evolutivas, tanto en sus componentes como en el modelo de aplicación sobre el sustrato dentinario. Actualmente, existen aquellos que presentan un Primer y Resina adhesiva en frasco único; One Step (Bisco), Prime & Bond 2.0 y 2.1 (Dentsply), Solobond (Kerr), Single Bond (3M), entre otros, o aquellos en que los materiales poseen ácido incorporado al Primer (primer autoacondicionante), no necesitando del acondicionamiento ácido de la dentina previamente a su aplicación (Clearfil Liner Bond 2 <Kurakay>).(Souza Costa, C.A et. Al. 1997).

Ultimamente se ha observado la tendencia a la utilización de los adhesivos monocomponentes, que presentan la ventaja teórica de una simplificación de la técnica adhesiva, pues presenta las dos resinas, hidrofílica e hidrofóbica juntas, pero sin embargo la necesidad de una adecuada penetración de las resinas y el mantener un grosor suficiente de la capa adhesiva, obliga en casi todos los casos a la aplicación de dos capas, permitiendo actuar la primera por espacio de unos 30 segundos para la evaporación del solvente, actuando como primer, y una segunda capa con acción de adhesivo que se fotocura sin necesidad de dejar transcurrir tiempo alguno. (Roig Cayón Miguel et. Al.1997).

Diferentes investigadores, no encontraron diferencias significativas en los valores de adhesión del composite a dentina y esmalte entre los sistemas multienvase y los monocomponentes (Wilder, A.D. Et Al. 1998). (Yap, A.U. et al.1998).

El Clinical Research llegó a la conclusión de que los nuevos materiales de adhesión dentinaria denominados mono envase o monocomponentes tienen fuerza adhesiva y microfiltraciones similares a las encontradas en los adhesivos multienvase y generalmente son más económicos, sin embargo, no son necesariamente más fáciles ni más rápidos en su utilización. (Clin. Res. Assoc; jul 1996).

RESISTENCIAS DE LA UNIÓN A LAS FUERZAS DE CIZALLAMIENTO

Los primeros sistemas de adhesión dentinaria como Scotchbond Dual Cure y Dentin Adhesit conseguían resistencias de unión a las fuerzas de cizallamiento entre 5 y 7 MPa en el laboratorio. Estas uniones eran bastante débiles, aproximadamente iguales a la resistencia de la capa de barrillo en sí misma, y no eran capaces de contrarrestar las fuerzas producidas por la contracción de polimerización de los composites dentales. (Eick, J. D. Et al. 1995).

La medición in vitro de la resistencia adhesiva y de la integridad marginal, son comúnmente vistos como indicadores del potencial de los sistemas adhesivos, y son utilizados como el factor de selección más importante de los mismos. Sin embargo, la relación entre la resistencia adhesiva y la filtración no está claramente entendida. (Guzmán Armstrong, S. et al.2003)

Retief y colaboradores encuentran una relación inversa entre la resistencia adhesiva y la microfiltración. (Retief, D.H. et al.1994)

Staninec y Kawakami evaluaron la resistencia adhesiva utilizando diferentes sistemas adhesivos, donde algunos de los grupos muestran un incremento de la resistencia a través del tiempo (3 minutos, 1 hora, 24 horas).

El incremento puede ser debido a una relajación del estrés de polimerización en la interfase por la expansión higroscópica del composite. La resistencia adhesiva temprana es particularmente importante porque los márgenes de la restauración se encuentran bajo estrés inmediato (estrés de polimerización, contorneado, pulido, carga masticatoria y fatiga térmica). (Staninec, M., Kawakami, M.1993)

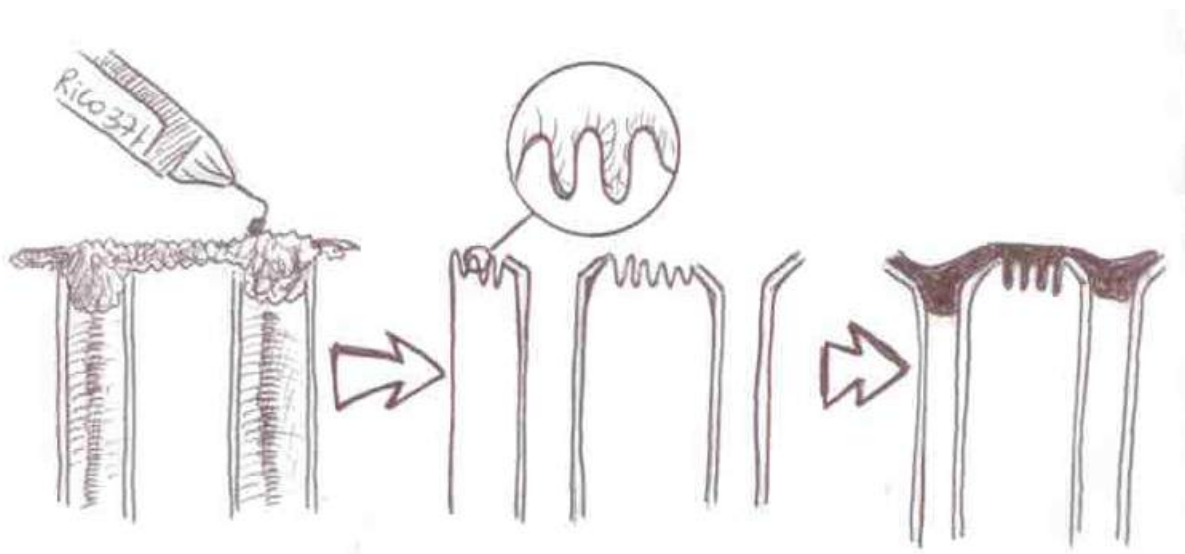
Los adhesivos modernos que parecen razonablemente satisfactorios desde el punto de vista clínico consiguen de forma rutinaria resistencias de la unión a las fuerzas de cizallamiento de 17-20 MPa o mayores durante los tests de laboratorio. Por lo tanto, estos, normalmente son más resistentes que las fuerzas de contracción del composite (Eick, J. D. Et al. 1995).

Algunos sistemas adhesivos, inclusive superan la resistencia cohesiva de la misma dentina. (Leirskar J, et al. 1998).

El Single Bond brinda similares valores adhesivos in vitro con el uso de resinas empacables que los agentes adhesivos de múltiple envase. Este monocomponente obtuvo mayores resistencias adhesivas que las especificadas para la aplicación clínica. (Koh – Sheila et al.2001)

CAPA HÍBRIDA

Prácticamente la casi totalidad de los sistemas adhesivos a dentina, comercializados actualmente, se basan en el principio de la formación de una zona de interdifusión o capa híbrida. La teoría de su formación se basa en la desmineralización superficial de la dentina, dejando expuestas al exterior fibras de colágeno. Estas fibras son “empapadas” por una resina hidrofílica del sistema adhesivo, dando lugar al fraguar a un entramado muy sólido, que proporciona una unión muy resistente (Wang T. And Nakabayashi N.1991).



1. GRABADO CON ÁCIDO FOSFÓRICO AL 35%
2. ELIMINACIÓN DEL BARRO DENTINARIO, DESCALCIFICACIÓN SUPERFICIAL Y ENSANCHAMIENTO DE LA LUZ DE LOS TÚBULOS
3. PENETRACIÓN DE LA RESINA DEL PRIMER.

Entre tanto, la técnica de hibridización de la dentina es bastante sensible, pues la obtención de esta zona depende de la permeabilidad del sustrato dentinario grabado a través de la utilización de ácidos, y de la capacidad de los monómeros resinosos para difundirse en este sustrato, siendo de fundamental importancia que la matriz de colágeno no colapse. (Campos, Edson Alves de; et al. 2000)

Una gran cantidad de humedad residual en la superficie dentinaria, puede impedir una correcta adhesión, actuando como una barrera a la penetración de la resina hidrofóbica o inhibiendo la polimerización de la resina en la zona de interdifusión. Sin embargo, los actuales sistemas adhesivos presentan en su composición monómeros hidrofílicos capaces de formar una fuerte adhesión a la estructura dentinaria húmeda. Por esa razón la falla en la adhesión actualmente se atribuye a la presencia de colágeno desnaturalizado o a partículas de sílice en la capa superficial de la dentina grabada y una zona profunda de dentina descalcificada pero no infiltrada y por ende, no reforzada con la resina. Por ello se pueden observar frecuentemente grietas o fisuras entre las fibras colágenas y la base de la capa híbrida. (Tam L.E. and Yim D.1997)

Cuando la dentina permanece húmeda se produce una profundización del primer dentro de los conductillos, formando prolongaciones de resinas que comunmente se denominan TAGS. Numerosos Tags de resina pueden presentar penetraciones en canales laterales uniéndolos entre sí, cuando una buena humectación se produce. Pero más importante aún que dicha penetración dentro del túbulo, lo es la impregnación de la resina dentro de la dentina intertubular, que conforma la verdadera fuerza de unión de la capa híbrida. . (Erickson, R.L.1992)

Los monómeros del primer infiltrados no polimerizan por sí solos, sino que lo hacen al entrar en contacto con la resina hidrofóbica del adhesivo, que al ser polimerizada por acción de la luz halógena, copolimeriza a las resinas hidrofílicas del primer. (Erickson, R.L.1992)

Por todo lo visto se puede comprender que para lograr una buena adhesión a dentina se debe lograr que:

1. Los péptidos dentinarios, incluyendo el colágeno, no sean desnaturalizados, al descalcificar la dentina.
2. La resina adhesiva, debe incluir monómeros hidrófilos e hidrófobos que puedan penetrar la dentina y combinarse con ella.
3. El catalizador debe permitir la polimerización en presencia de oxígeno y de agua.

Esto es tanto más importante cuanto más próximos a la pulpa nos encontremos, dado que en las zonas más profundas la proporción de oxígeno y agua es mayor que en las zonas superficiales (Hasegawua T, Retief Dh 1993).

La calidad de la adhesión depende de la capacidad de las resinas adhesivas de penetrar en todo el espesor de la dentina desmineralizada, y como la polimerización de los monómeros dentro de la capa híbrida es necesaria para completar la adhesión, algo que interfiera con la polimerización puede debilitar la adhesión a dentina. La mayoría de los materiales adhesivos son fotopolimerizables, y por ello es conveniente su curado en forma separada de las capas de composite y con una adecuada intensidad lumínica que posibilite la completa polimerización de la capa híbrida. También es importante un adecuado espesor del agente adhesivo, para que el oxígeno atmosférico no inhiba la polimerización. Alrededor de 15 μm pueden ser inhibidos totalmente por el oxígeno, lo que constituye el límite mínimo de espesor para el agente adhesivo (Ogata, M. Et al.2001)

Es esencial una preparación efectiva, empleando múltiples capas para mejorar la penetración de la resina en toda la profundidad de la desmineralización dentinaria. Una capa fina y uniforme de resina adhesiva es crítica como intermediario elástico en la absorción de fuerzas procedentes de la contracción de polimerización. (Walshaw, P.; Mc Comb, D.1996)(Perdigao y otros. 1994).

La corriente de aire debe usarse sólo para la evaporación del solvente y no para la difusión de la resina adhesiva, ya que el empleo de una corriente de aire produce un adelgazamiento irregular de esta valiosa capa intermedia. La contaminación de la superficie dentinaria con humedad o solvente excesivo, o la presencia de burbujas de aire ponen en entredicho el éxito de la adhesión bajo circunstancias clínicas (Walshaw, P.; Mc Comb, D.1996).

El acondicionamiento de esmalte y dentina con un gel de ácido fosfórico al 35% durante 15 segundos es un paso clínico altamente recomendable para adherir con eficacia composites a dichos tejidos (Abate, P. et al. 2000).

Pioch y colaboradores demostraron una relación exponencial entre los tiempos del acondicionamiento dentinario y el espesor de la capa de hibridación, encontrando los valores adhesivos más elevados con un tiempo de grabado de 15 segundos, seguido por el grabado de 30 y luego el de 60 segundos, y significativamente una mayor adhesión aún en el diente no acondicionado con relación a tiempos de grabado de 120 y 180 segundos, sin embargo no hallaron una correlación lineal entre el grosor de capa híbrida obtenida con los valores adhesivos (Pioch, Thomas, et al.1998).

Los valores adhesivos a dentina sana son menores a medida que aumenta la profundidad de la cavidad, incrementándose aún más cuando el factor de configuración cavitaria es elevado, y allí, dichos valores se tornan clínicamente riesgosos cayendo en un rango de 21% a 35%, por lo que el control de la polimerización, para reducir ese potencial de contracción; es de importancia clínica relevante. (Sano H. Et al.1999)

Actualmente los sistemas adhesivos utilizados exceden los valores de contracción de polimerización de los composite por lo que son predecibles clínicamente. (Triolo P.T. Jr. Et al.1995)

Sin embargo, la penetración y acción desmineralizante de los ácidos acondicionadores dentinarios, mayor que la penetración de resinas adhesivas, crearía una problemática negativa y objeciones al grabado total (Uribe Echevarría J. 1996).

La incompleta penetración del adhesivo puede generar una “zona Híbridoide” la que se ve ensanchada a medida que aumenta la desecación en los sistemas adhesivos libres de agua, incapaces de rehidratar la dentina. Dicha zona es la parte desmineralizada de la dentina, sin formación de capa híbrida como resultado de la incompleta penetración de los monómeros adhesivos tal vez por el colapso de las fibrillas colágenas por resecamiento de la dentina. (Tay F. R. Et al.1996)

Como vimos, con el desarrollo de las investigaciones se llegó en la última década, a los adhesivos que disuelven o modifican el barro dentinario y permiten la infiltración de los monómeros hidrofílicos formando la capa híbrida. Esto implica obviar las bases cavitarias y el contacto directo entre el ácido y la dentina.

La creencia de que esto es lesivo para la pulpa ha cambiado luego de las investigaciones que han demostrado que las reacciones pulpares postoperatorias al grabado total, se deben a microorganismos y sus toxinas, y no al ácido por sí mismo; demostrando que al actuar el ácido, se desencadenan fenómenos químicos y físicos que resultan en la atenuación del efecto del ácido sobre el complejo dentinopulpar, concluyendo que cuando hay sensibilidad operatoria, esta se debe a estímulos térmicos del tallado, secado excesivo, mala elección del material obturador, manipulación incorrecta de los sistemas adhesivos, que no logran un buen sellado y permiten la invasión de gérmenes y toxinas, y no por la acción cáustica del ácido o por su bajo ph (Cabral, Julio Rafael; et. al 1995). (Kanca J. 1992).

Los sistemas adhesivos usados actualmente (cuarta generación) pueden proporcionar un sellado resina/tejido para proteger la pulpa y los resultados de estudios recientes- sugieren, con mucho énfasis, que el ácido fosfórico y algunos otros ácidos pueden ser usados en la dentina para mejorar la interacción entre dentina y resina adhesiva. (Gwinnett, A.J1998).

Se evaluó la resistencia adhesiva de los composite con y sin desinfectantes cavitarios y lavando y sin lavar el mismo. Cuando se utilizo desinfectante intracavitario antes y después del grabado ácido se disminuyo significativamente la resistencia adhesiva, pero esta no se vio alterada cuando se lavo posteriormente a su uso, igual que cuando no se utilizo(Gurgan S, et al. 1999).

La adecuada adhesión de los materiales dentales a dentina depende no sólo de la correcta penetración del adhesivo en la misma, sino también de las propiedades mecánicas del sistema. Por ello la naturaleza de la resina (grado de polimerización, y propiedades mecánicas), pueden influenciar la resistencia adhesiva. Por ejemplo el uso de adhesivos con partículas de carga, o adhesivos estructurales, pueden mejorar dicha resistencia. (Fanning D.E. et al.1995)

Existen estudios que demuestran que la resistencia adhesiva de los monocomponentes fue mucho menor que los 20 MPa que encontraron con los multienvase, sin embargo los fabricantes de los sistemas adhesivos en sus trabajos privados encuentran resistencias muy superiores.. (Swift E. J. Jr. Et al.1997)

Una óptima hibridización y un correcto sellado en la interfase diente restauración, son los dos beneficios que se obtienen con acondicionamiento ácido de la dentina. Posteriormente al grabado y al mantenimiento de la humedad superficial se suceden una serie de fenómenos que terminan con la formación de la capa híbrida.

- a. El desplazamiento inicial del agua de la malla de colágeno, por acción del alcohol o la acetona.
- b. La interacción de los componentes del primer fotopolimerizable con el agua residual removida después de la evaporación de los solventes volátiles.

Aunque el colapso inicial del colágeno de la dentina intertubular desmineralizada, producido durante los 3 segundos de secado, puede ser solucionado, en alguna medida, re humectando las fibrillas colágenas con la inclusión de agua en el primer, abriendo la trama interfibrilar, generando espacios para la penetración de la solución del primer. (Tay F. R. Et al.1996)

En contraposición los adhesivos que contienen además de acetona pequeñas cantidades de agua son menos sensibles al resecamiento de la superficie dentinaria grabada (Iwami Y, et al. 1998).

En los sistemas de base acuosa, el único mecanismo posible para que el agua pueda ser removida satisfactoriamente, es la evaporación. Fallas en la remoción del agua pueden resultar en una dilución del primer, lo que acarrea la reducción del grado de conversión del monómero, y por ende de la resistencia adhesiva. (Tay F. R. Et al.1996)

Extractando de diferentes autores y para un mejor entendimiento podemos intentar resumir una clasificación de adhesivos dentinarios actualizada:

CLASIFICACION DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Según su aplicación clínica (Van Meerbeek, Perdigao et al. 1999)

Adhesivos que eliminan totalmente el barro dentinario

3. multienvase
4. monocomponente

Adhesivos que disuelven y tratan el barro dentinario

4. primer autoacondicionante y adhesivo por separado
5. primer y adhesivo autoacondicionantes

Según su generación (Farah. Powers J. 2002)

Adhesivos de primera generación

Un frasco con resina hidrofóbica, no trata la dentina

Adhesivos de segunda generación

Un frasco, busca adhesión al calcio por medio de grupos fosforados.

Adhesivos de tercera generación

Dos o más frascos, eliminan el barro dentinario con ácidos o lo modifican buscando traba micromecánica y unión química.

Adhesivos de cuarta generación

Multienvase (ácido fosfórico, primer y adhesivo)

Adhesivos de quinta generación

Monoenvase (ácido fosfórico por separado)

Adhesivos de sexta generación

Primer autoacondicionante y adhesivo aplicados por separado

Adhesivos de séptima generación

Primer ácido y adhesivo que se mezclan

CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

El reordenamiento dimensional de monómeros dentro de las cadenas poliméricas durante la polimerización inevitablemente conduce hacia una contracción del volumen. Aunque la carga de alto relleno de una matriz de una resina restauradora reduce la contracción por polimerización, las resinas compuestas actuales todavía contraen 2.9 a 7.1 vol% durante la polimerización libre. Se han reportado fuerzas de contracción dentro de la resina de hasta 7 MPa. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999)

Munksgaard, Irie y Asmussen en 1985 llegaron a la conclusión que para el éxito clínico era necesario obtener una resistencia adhesiva a la dentina de 17 MPa o más para contrarrestar la fuerza de contracción que genera el composite al polimerizar. (Munksgaard E.C. et al.1985)

Si la cadena más débil es la interfase de unión con el diente, la unión resina – esmalte podría superar la contracción, pero no podría la interfase dentina – resina más débil. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999)

COMPENSACIÓN PARA LA CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

Durante el proceso completo de polimerización, la deformación plástica o flujo de la resina compuesta ocurre y puede ser parcialmente compensada por la fuerza de encogimiento inducida. Esta deformación plástica irreversible toma lugar durante las primeras etapas del proceso de polimerización, cuando la fuerza de contracción excede el límite elástico de la resina restauradora. A medida que la polimerización avanza, la contracción y el flujo disminuyen debido a que la rigidez aumenta.

Este principio se basa en una ley fundamental denominada Ley de Hooke y que dice que, en deformación elástica, la tensión es directamente proporcional a la deformación. Como el límite proporcional es la mayor tensión posible hasta donde esta ley se cumple, se puede definir como la mayor tensión que se puede ocasionar en un material, sin que deje de cumplirse la proporcionalidad directa entre la tensión y la deformación. (Skinner, E.W. y Phillips, R.W.1970)

Con cualquier valor de tensión, igual o menor que el límite proporcional, si se lo divide por su correspondiente valor de deformación se obtiene una constante de proporcionalidad. Esta constante se conoce como módulo de elasticidad o módulo de Young. Fundamentalmente, está relacionado con las fuerzas interatómicas y connota rigidez. (Skinner, E.W. y Phillips, R.W.1970)

Solamente la superficie libre de una restauración de resina, la cual no está confinada por la unión a las paredes cavitarias, puede actuar como un reservorio para la deformación plástica en la etapa inicial de la polimerización. (Davidson C.L.; de Gee A.J. 1984)

Si el enlace resina – diente permanece intacto, la rigidez final o inflexibilidad de una resina compuesta puede jugar un rol compensador en el movimiento debido a la fuerza de contracción por polimerización remanente. La rigidez es cuantificada por el módulo de elasticidad de Young, el cual representa la resistencia de un material a la deformación elástica. A menor módulo de Young de una resina restauradora, mayor será su elasticidad y mayor capacidad tendrá para reducir la fuerza de contracción remanente.

Las resinas compuestas con un alto contenido de relleno tienen un mayor módulo de elasticidad de Young, el cual reducirá la contracción volumétrica (debido al mayor contenido de relleno relativo al bajo contenido de resina), pero tiene una fuerza de contracción remanente más alta, lo cual puede afectar la interfase dentina – resina. (Van Meerbeek, Bart; Perdigao, Joao et al.1999)

Debido a la importancia de estos procesos y su influencia en las resistencias adhesivas de las resinas, será analizado en detalle detenidamente más adelante.

En resumen, en las décadas del 70 y parte de los 80, el interés en la adhesión, estaba fundamentalmente centrado en evaluar condiciones que posibilitan el contacto entre el material líquido, o en forma de pasta, y la superficie dentaria, es así que se realizan innumerables estudios sobre humectancia, energía superficial, fluidez, etc. En los años siguientes, finales de la década del 80 y década del 90, se profundizaron los estudios sobre el contacto entre ambas partes involucradas después de la reacción de endurecimiento, es decir la resistencia adhesiva, el tipo de falla que produce la pérdida de ese contacto; adhesiva o cohesiva, filtración marginal e incidencia de caries “secundaria”. A partir de ese conocimiento generado, el interés de la investigación se centra hoy en el análisis del contacto entre material y diente durante la reacción de endurecimiento. Gran parte de la investigación se basa por ello hoy en el análisis de una situación dinámica, estrés de polimerización, flujo del material, fase pre gel y post gel, en lugar de centrarse en una situación estática como es el contacto post – endurecimiento o las determinaciones de valores de resistencia adhesiva (Macchi, Ricardo. 2001).

RESULTADOS ESPERADOS

La finalidad de este trabajo es determinar la diferencia de niveles de adhesión de obturaciones con ionómero vítreo fotopolimerizable, y resina combinada, en piezas dentarias sanas, con tratamientos de remineralización con fluoruro diamínico de plata, en comparación con grupos controles de piezas dentarias sanas sin fluorar; midiendo la resistencia adhesiva al corte en una máquina Inströn, y clasificando la zona y tipo de falla obtenida.

HIPOTESIS

Debido a que no hay estudios de investigación publicados acerca de la adhesión de los ionómeros vítreos fotopolimerizables ni de resinas combinadas a sustratos dentinarios tratados con fluoruro diamínico de plata, se presupone que ambos materiales no verán alterada su capacidad de adhesión a los mismos, con relación a una dentina sin fluorar.

VARIABLES

Las variables que entran en juego en este estudio son:

- ionómero vítreo híbrido
- resina combinada
- superficie dentinaria
- presencia o ausencia de tratamiento con fluoruro diamínico de plata

DISEÑO METODOLOGICO

El diseño experimental de este trabajo consiste en la comparación de cada material de restauración, de acuerdo a la resistencia adhesiva obtenida, con una superficie dentinaria sana.

Se comparan los ionómeros vítreos con resinas, y los composites, con una dentina sin tratamiento, y una dentina tratada con fluoruro diamínico de plata.

DISEÑO EXPERIMENTAL		
MATERIAL DE RESTAURACION	DENTINA SIN TRATAMIENTO	DENTINA CON TRATAMIENTO DE F.D.Ag
IONOMERO VITREO FOTOPOLIMERIZABLE		
RESINA COMBINADA EMPACABLE		

PLAN EXPERIMENTAL

OBTENCION DE LA MUESTRA:

Se utilizaron 40 premolares extraídos por razones ortodóncicas, que fueron almacenados en suero fisiológico con clorhexidine al 5% a temperatura ambiente (Varela Patiño et al, 1994) hasta el momento de su utilización (no superando los seis meses desde su extracción). (Riutord - Sbert P., 1996).

Posteriormente, fueron incluidos en cubetas de acrílico de autocurado (Marche) (Doniez S.C., 1996) (Abate P. Et al 1996) (Swift E.J. 1995) (Munro G.A. 1996) (Kanca III J. 1994), dejando descubierta solamente la corona clínica. **Fig. 1**

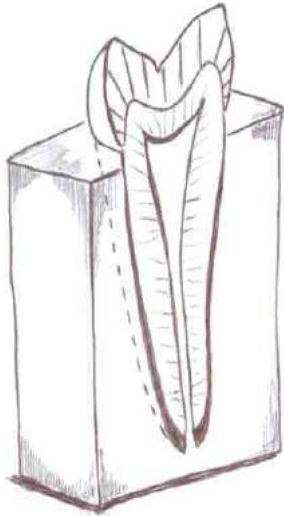
Por ser la dentina un tejido con mucho menor grado de mineralización que el esmalte y poseer casi una tercera parte de su peso en sustancias orgánicas, su corte resulta mucho más fácil para el operador.

La dureza Knoop de la dentina es 68, comparada con la del esmalte, que es 343. Por lo tanto, en la dentina pueden usarse tanto las fresas de tungsteno a velocidades proporcionalmente inferiores a las que se precisan para el corte del esmalte, como las fresas de acero a velocidad convencional, y todo el instrumental cortante de mano. La dentina es bastante elástica y sus propiedades son homogéneas en las tres dimensiones del espacio. (Barrancos Mooney, J.; Barrancos, G. 1999). Debido a estas características se procedió a desgastar cada espécimen, hasta exponer dentina aproximadamente a 2 mm del límite amelodentinario (Abate P. Et al 1996) **Fig. 2 – Fotos 3 y 4**, con una fresa cilíndrica de carburo tungsteno lisa a superalta velocidad. En la dentina viva la desecación o evaporación del fluido que brota de los túbulos es también un problema importante, que está muy vinculado con la producción de calor. El calor producido en el sitio de corte actúa localmente, provoca una alteración del tejido dentinario y destruye las proteínas en la superficie generando toxinas que luego son absorbidas por los túbulos y pasan a la pulpa actuando como irritantes del tejido pulpar. (Barrancos Mooney, J.; Barrancos, G. 1999)

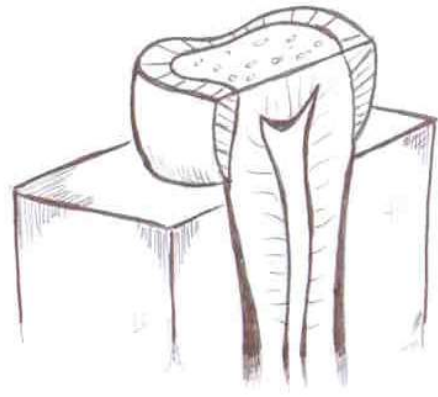
Debido a ello el desgaste de la dentina se realizó con abundante refrigeración para evitar cambios en el tejido que pudieran interferir en la adhesión (Hagge M.S. et al, 1999).

Posteriormente la dentina fue pulida con discos de carburo siliconado de granos 320 y después 600 con pieza de mano a baja velocidad hasta generar una superficie plana, uniforme y apta para la adhesión. (Swift E.J. 1995) (Swift E.J. 1997) (Triolo et al, 1995) (Tam L.E. y Yim D., 1997) (Tay F.R., 1996) **Fig. 3**, luego se frotó la dentina con ácido poliacrílico para la eliminación de partículas incluidas por el pulido durante 10 segundos (Gordan V. 2000), (Schwartz J. et al 1990) (De la Macorra García, J.C: 1995), y se procedió al lavado y secado usando aire comprimido libre de aceite por espacio de dos segundos para no resecar la dentina (Tam L.E. y Yim D., 1997). No se desinfectó dicha dentina con sustancias específicas como el Tubulicid, ya que por tratarse de dentina sana no existían microorganismos, y para no interferir en la capa adhesiva (Gurgan S. et al, 1999).

Dibujo 1



Dibujo 2



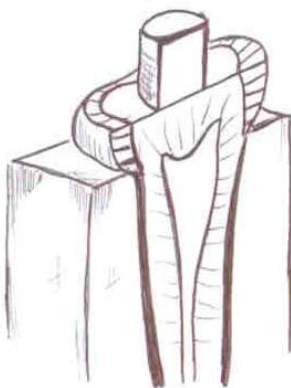
Dibujo 3



Dibujo 4



Dibujo 5



REFERENCIAS

Dibujo 1: inclusión de la pieza en acrílico.
Dibujo 2: Corte de la pieza a 2 mm. del L.A.D.
Dibujo 3: Pulido de la dentina con discos.
Dibujo 4: tratamiento de la dentina con F.D. Ag.
Dibujo 5: Probeta de 4mm. realizada en dentina.

CLASIFICACION DE LA MUESTRA:

Los 40 premolares así tratados se dividieron aleatoriamente en cuatro grupos (n = 10) (Swift E.J. 1995) (Swift E.J. 1997) (Triolo et al, 1995) (Kanca III J. 1994) (Varela Patiño et al, 1994) (Riutord - Sbert P., 1996) (Vargas M.A., 1995) (Pacheco J.F.M., 1995) (García Barbero A.E., 1994) (Tjan H.L. y Tan D.E., 1993) **Fotos 1 y 2**, a saber:

- * Grupo 1: fueron tratados con técnica convencional de grabado total y sistema adhesivo - composite fotopolimerizable. (Control)
- * Grupo 2: fueron tratados con técnica de inactivación con fluoruro diamínico de plata **Fig. 4**, y posteriormente con técnica convencional de grabado total y sistema adhesivo - composite fotopolimerizable.
- * Grupo 3: fueron tratados con técnica convencional de primer - ionómero vítreo fotopolimerizable. (Control)
- * Grupo 4: fueron tratados con técnica de inactivación con fluoruro diamínico de plata **Fig. 4**, y posteriormente con técnica de primer - ionómero vítreo fotopolimerizable.

El ácido grabador utilizado para la técnica de grabado total fue el ácido fosfórico al 35% (3M).

El sistema adhesivo el Single Bond. (3M Co).

La resina combinada híbrida microparticulada Z 250 (3M Co).

El fluoruro diamínico de plata utilizado fue el Saforide (Kuraray Co)

El ionómero vítreo fotopolimerizable utilizado fue el Vitremer (3M Co), con su primer específico y triple sistema de endurecimiento. Con resina fluida protectora.

Las obturaciones fueron pulidas con discos Soflex (3M Co), de grano decreciente.

El ácido poliacrílico para eliminar los restos de pulido fue el Ketac conditioner de Espe.

Para la polimerización de los materiales se utilizó una lámpara XL 3000 (3M Co), de 570 nm/cm2 de intensidad lumínica.

Se prepararon cilindros transparentes para las probetas de composite y negras para el ionómero vítreo **Fotos 25 y 26**, ya que se pretende que se desarrolle por si sola la reacción de curado oscuro, los que fueron obtenidos de mangueras de goma de diámetro interno de 4,0 mm (Abate P., et al 1996), (Awliya Y, Akpata E.S.1999), y 4 mm de altura (Varela Patiño et al, 1994), (Awliya Y, Akpata E.S.1999) **Fig. 5**. Dichos cilindros permitirán una superficie conocida para poder calcular posteriormente, de acuerdo al área, la resistencia al corte de las uniones de cada grupo de piezas dentarias. En el caso del grupo 1, se procedió a grabar la superficie de dentina expuesta con el gel grabador al 35% de ácido fosfórico, por espacio de 15 segundos **Foto 9**; se lavó profusamente con agua destilada durante 10 segundos, y se eliminó el exceso de humedad con papel tissue para no resecar la dentina e influir negativamente en la resistencia adhesiva. Se colocó a continuación una primera capa de Single Bond **Fotos 10 y 11**, que actuará como primer frotándolo como indica el fabricante durante unos segundos sobre la superficie dentinaria grabada, se secó por 2 segundos, observándose la superficie brillante, y se colocó una segunda capa del agente adhesivo y se fotocuró con una lámpara XL 3000 (3M Co) durante 10 segundos **Foto 12**. Posteriormente se colocó un incremento de 2 mm de resina combinada Z 250 **Foto 13** sobre

la superficie tratada y contenida en el tubo plástico **Foto 14**, fotopolimerizándola a distancia durante 20 segundos **Foto 15**, y acercando la lámpara para mayor intensidad lumínica y mejor polimerización, fotocurando desde las caras libres y luego de oclusal por espacio de 60 segundos más **Foto 16**. Se repite la operación colocando una segunda capa de 2 mm, aplicando el mismo procedimiento de fotocurado, completando la probeta de 4 mm de altura. **Foto 17**

En el grupo 3, se colocó el primer de Vitremer (3M Co) **Foto 19**, frotándolo como indica el fabricante durante 30 segundos sobre la superficie dentinaria y fotocurándolo por espacio de 20 segundos **Foto 20**. Se procedió a mezclar el ionómero Vitremer **Foto 21**, según proporciones establecidas durante 45 segundos, y se lo inyectó con jeringa Centrix Corporation Shelton CT USA. (3M Co) en el cilindro ubicado sobre la dentina tratada hasta enrasar la probeta **Foto 22**; se esperaron 3 minutos para dar lugar a la reacción química del producto y se fotocuró durante 40 segundos **Fotos 23 y 24**, protegiendo con la resina especial que viene con el producto, la cual se fotocuró por 20 segundos más.

El fraguado químico de las vitreoionomero-resinas seguido de las reacciones de fotopolimerización, origina cambios positivos en la adhesión a la dentina; el vitremer mejora los valores adhesivos a dentina, si se espera por lo menos 3 minutos o más, para permitir el fraguado químico antes de proceder a su fotopolimerización. (Uribe Echevarria D.I. et al, 1994).

Los grupos 2 y 4 se trataron como los grupos 1 y 3, respectivamente, con la previa utilización del fluoruro diamínico de plata **Foto 5**, que se colocó según indicación del fabricante, en 3 capas de 10 segundos cada una **Fotos 6, 7 y 8**, obteniéndose una superficie ennegrecida por la precipitación de las sales de plata, sobre la cual se realizaron las técnicas adhesivas indicadas en los grupos 1 y 3.

Para todos los especímenes la intensidad de la luz fue monitoreada periódicamente usando un radiómetro Demetron. Demetron Research Corporation Danbury CT USA.

Las piezas tratadas se introdujeron en agua destilada a 37°C durante 24 horas. (Triolo et al, 1995) (Abate P. et al, 1996) (Kanca III J., 1994) (Yoshiyama et al, 1996). (Awliya Y, Akpata E.S.1999)

Este lapso de incubación es importante, ya que hay estudios que demuestran que el aumento del tiempo transcurrido desde la utilización de un VIR eleva significativamente los niveles de resistencia adhesiva. El Vitremer logra su mayor resistencia a partir de los 60 minutos por lo que aconsejan almacenamiento para realizar fuerzas tensionales, al igual que en la clínica es importante el no generar tensiones a las restauraciones inmediatamente de realizadas (Miyazaki M, et al.1998). posteriormente, se procede a realizar el pulido de las superficies para asemejar la situación clínica. **Foto 18**.

RECOLECCION DE LA INFORMACION

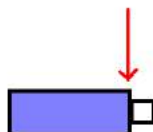
Las piezas tratadas se colocaron en un máquina de prueba universal Inströn (Inströn Corp. - USA) (Kanca III J.,1994) (Abate P.et al, 1996) **Foto 28**, y se realizaron pruebas para comprobar la resistencia al corte con una velocidad de cruceta de 1 mm/min (Abate P.et al, 1996) (Martínez Insúa A., 1995) (Aristizábal C., 1996) (Yoshiyama et al, 1996), hasta observar el despegamiento del material o su rotura cohesiva **Foto 27**. La fuerza necesaria para romper la unión se registró en Kg. y luego fue transformada a megapascuales (Mpa), para su mayor entendimiento y poder compararlas con las citadas en la bibliografía. (Triolo et al, 1995) (Bogert T.R. 1994/5) (Abate P.et al, 1996) (Swift E.J., 1995) (Swift E.J., 1997).

METODO PARA COMPROBAR LA UNION

Existen diferentes formas de medir la adhesión de los materiales entre sí o a la estructura dentaria, a saber:

- * Cizallamiento o corte
- * Tensión
- * Combinación de corte y tensión
- * Flexión
- * Torsión

En este estudio el despegamiento de la probeta se realizará por ensayo de corte **Foto 27**, según norma DIN 53 – 283.



CATEGORIZACION DE LOS DATOS

Los datos obtenidos se categorizaron y compararon entre sí y con los grupos control, teniendo en cuenta la resistencia a la separación y la posible falla cohesiva del material, volcando dichos datos en una tabla para su análisis estadístico.

TRATAMIENTO DE F.D.Ag	IONOMERO VITREO	RESINA COMBINADA
DENTINA SIN TRATAMIENTO		
DENTINA CON TRATAMIENTO		

ANALISIS DE LOS DATOS:

Los datos se analizarán empleando el análisis estadístico de varianza unimodal de Kruskal - Wallis (Anova) con un grado de significación del ($p < 0,001\%$) y los diferentes grupos serán analizados interrelacionándolos con el test multifactorial de Tukey con un grado de significación del ($p < 0,001\%$) (Riutord Sbert P. 1996) (Tam L.E. y Yim D. 1997) (Triolo et al 1996).

Por medio de una lupa binocular se clasificarán los diferentes mecanismos de fractura hallados en los distintos grupos. (Martínez Insúa A. 1995).

FOTO 1
Selección aleatoria
de 40 premolares sanos



FOTO 2
Division en 4 grupos
de $n = 10$



FOTO 3
Zona de corte para exponer
dentina



FOTO 4
Dentina expuesta a 2 mm
del LAD



FOTO 5
Fluoruro diamínico de plata
Saforide



FOTO 6
1ª aplicación de fluoruro

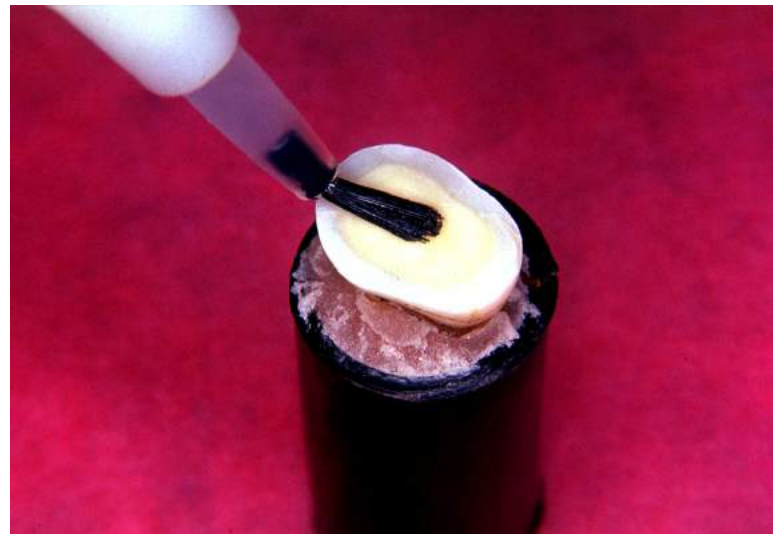


FOTO 7
2ª aplicación de fluoruro



FOTO 8
Dentina después de la
última aplicación de fluoruro

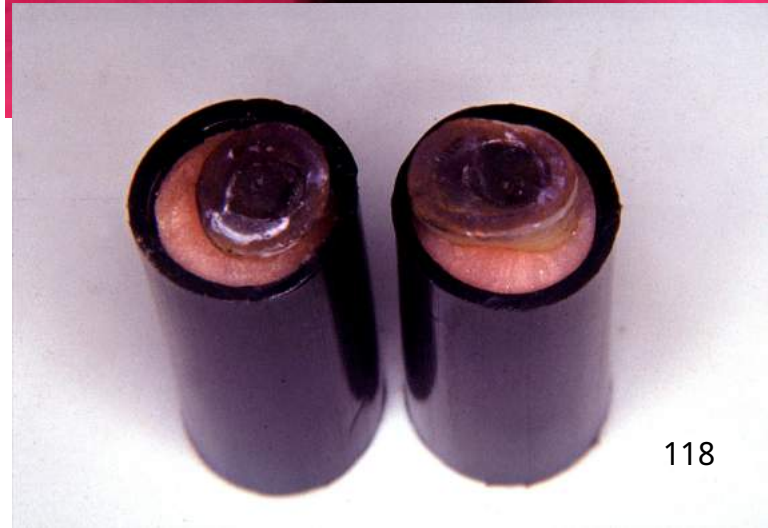


FOTO 9
Grabado ácido de la dentina
con ácido forfóric al 35%

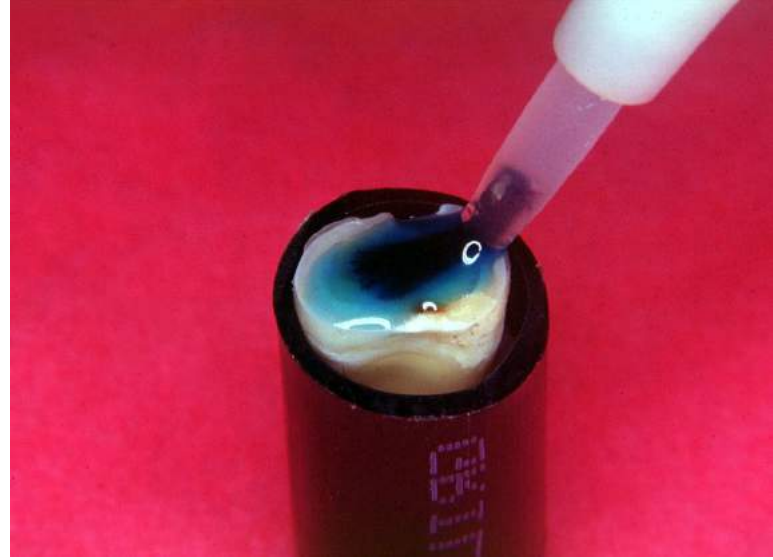


FOTO 10
aplicación del sistema
adhesivo



FOTO 11
Adhesivo monocomponente
Single Bond 3M



FOTO 12
Fotopolimerización del
adhesivo

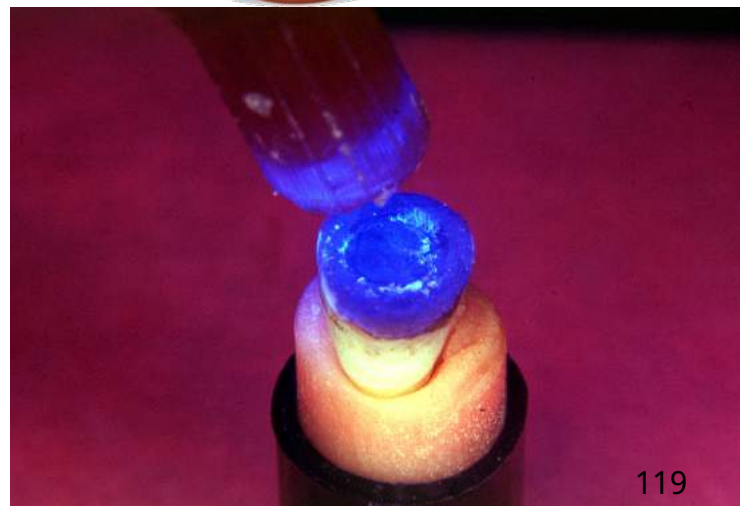




FOTO 13 composite empacable Filtek Z250

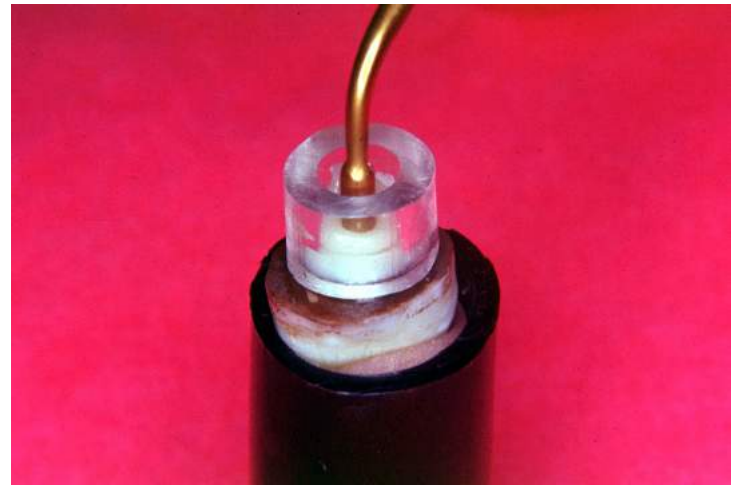


FOTO 14 1ª capa de composite



FOTO 15 fotocurado a distancia por el stress de polimerización

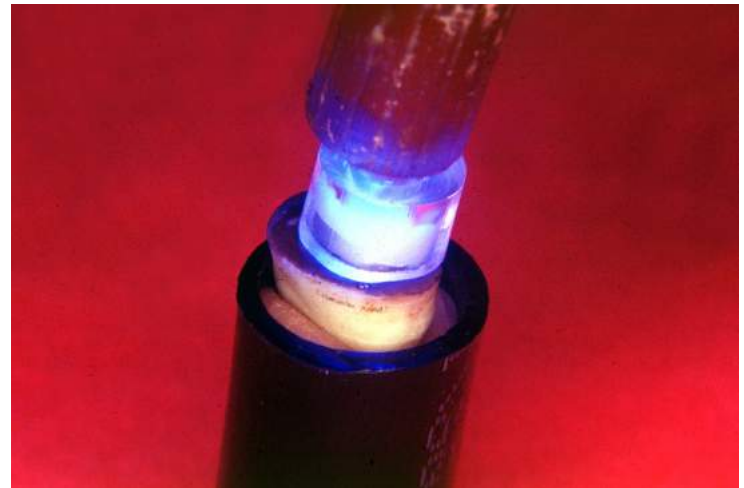


FOTO 16 fotocurado de cerca para completar la conversión a polímero

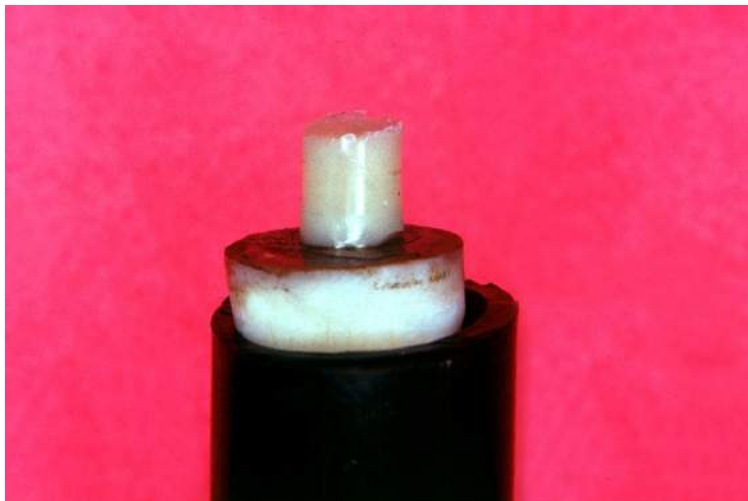


FOTO 17 especimen luego del retiro de la matriz

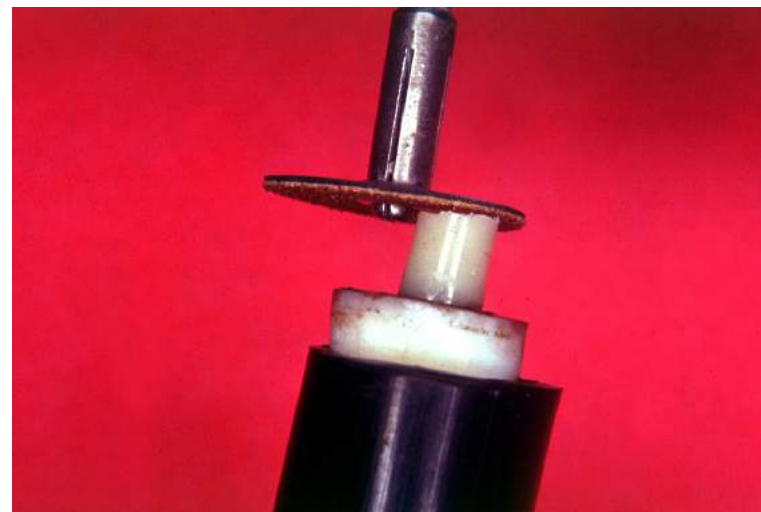


FOTO 18 pulido con discos²⁰



FOTO19
Primer del Vitremer

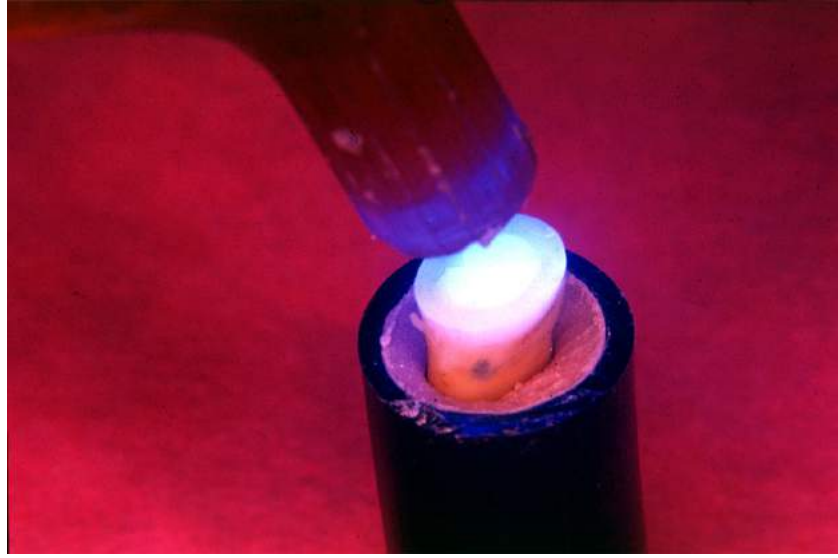


FOTO 20 fotocurado del primer 20"



FOTO 21 Polvo y líquido del Vitremer



FOTO 22 inyección con jeringa Centrix dentro de la matriz

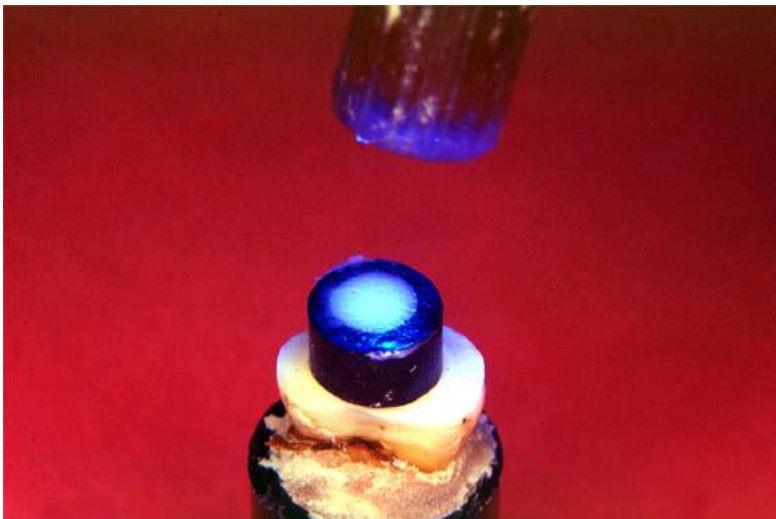


FOTO 23 fotocurado a distancia para evitar el stress de polimerización

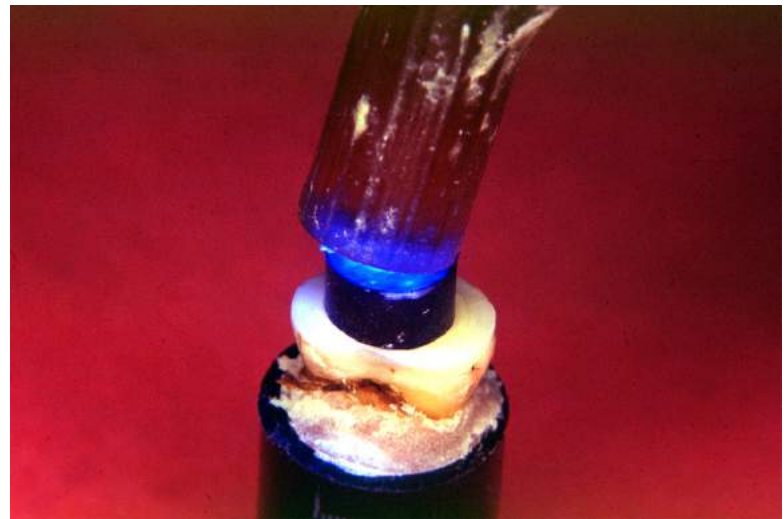


FOTO 24 fotocurado cerca para completar la conversión

FOTO 25

Matriz transparente para probetas de compositor matriz negra para probetas de ionómero



FOTO 26

Probeta de ionómero sobre dentina sin tratamiento y probeta de composite sobre dentina fluorada

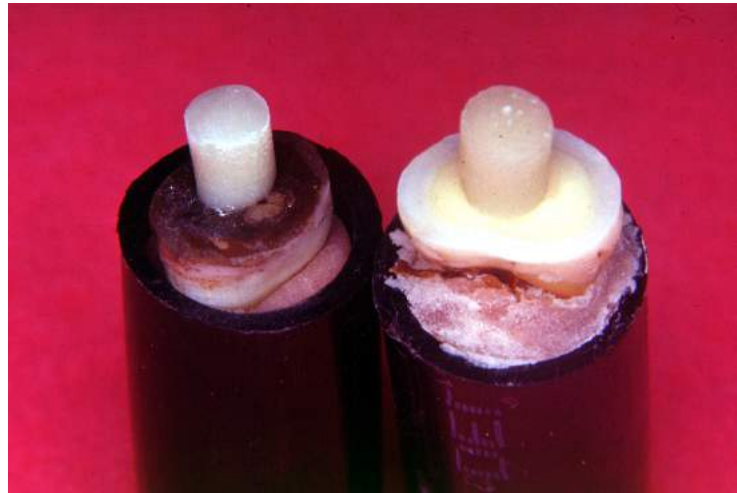


FOTO 27

Lugar y forma de incidencia de la fuerza (ensayo de corte)

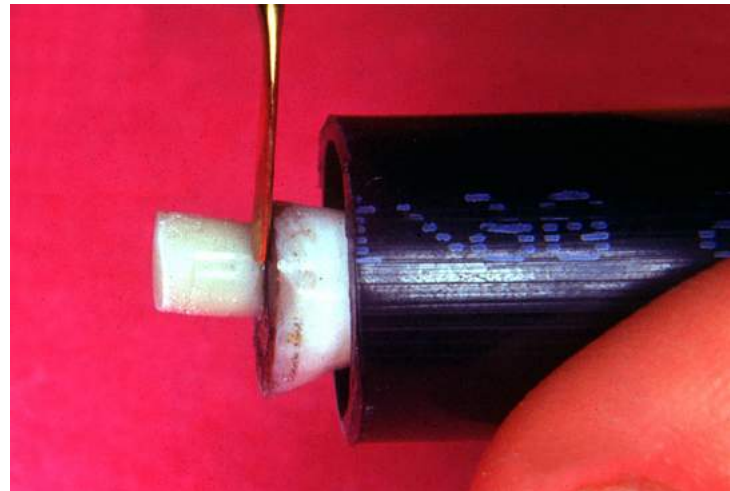


FOTO 28

Maquina Instrón modelo 1011 para el ensayo de corte



RESULTADOS

Como se mencionó anteriormente, en este trabajo se midió la resistencia adhesiva por ensayo de corte de un Ionómero vítreo reforzado con resina y de una resina combinada, a una dentina tratada con fluoruro diamínico de plata, la que fue comparada con una dentina normal, sin tratamiento, como grupo control.

Posteriormente se analizan los resultados obtenidos comparándolos entre sí por medio de la prueba de Tukey con una significación ($P < 0,001$).

Esta resistencia se valoró en MPa, por ser la unidad comúnmente utilizada. Dichos valores fueron obtenidos luego de convertir las cargas en Newton, tomadas de la máquina de prueba y medición Instron, y relacionarlos con el área circular de la probeta de material, es decir, por la superficie adherida, con la fórmula:

Resistencia = carga / área de la probeta circular

$$R = \frac{\text{Newton}}{\frac{\pi}{4} \cdot d^2}$$

Por ejemplo, si se obtuvo una carga de 125,4 N; y el diámetro de la probeta es 4 mm (como en este estudio), tendríamos:

$$R = \frac{125,4}{\frac{3,1416}{4} \cdot 4^2} = 9,98 \text{ MPa}$$

Las cargas de las mediciones obtenidas en Newton, figuran en la Tabla 1, para los cuatro grupos testeados; mientras que en la Tabla 2, figuran las medidas convertidas a MPa para los mismos cuatro grupos.

TABLA 1

IONOMERO VITREO SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	IONOMERO VITREO SOBRE DENTINA FLUORADA	COMPOSITE SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	COMPOSITE SOBRE DENTINA FLUORADA
MEDIDAS ARITMETICAS EXPRESADAS EN NEWTON (N)			
45,1	130,4	226,6	232,3
52,0	157,8	109,3	229,7
56,2	103,0	111,2	143,0
57,1	124,6	119,7	155,7
47,7	124,0	195,1	188,8
	155,6	189,8	115,1
46,0	93,6	120,7	114,0
62,7	140,3	128,8	135,6
54,4	142,9	183,1	169,0
60,3	161,4	169,5	190,8

TABLA 2

IONOMERO VITREO SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	IONOMERO VITREO SOBRE DENTINA FLUORADA	COMPOSITE SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	COMPOSITE SOBRE DENTINA FLUORADA
MEDIDAS ARITMETICAS EXPRESADAS EN MEGAPASCALES (MPa)			
3,59	10,38	18,03	18,49
4,14	12,58	8,70	18,28
4,47	8,20	8,85	11,38
4,54	9,92	9,53	12,40
3,80	9,87	15,53	15,02
	12,38	15,10	9,16
3,66	7,45	9,61	9,07
4,99	11,16	10,25	10,79
4,34	11,37	14,57	13,45
4,80	12,84	13,49	15,18

Cabe destacar que los tamaños de las muestras tomadas (n) para los cuatro grupos no son iguales, ya que se tomó un valor general de $n = 10$, pero en el caso de las muestras de ionómeros vítreos reforzados con resina, adheridos a la dentina sin tratamiento de fluoruro diamínico de plata, se excluyó una probeta del estudio para evitar una gran dispersión de los valores para su comparación, debido a que una de ellas se despegó sola durante el almacenamiento en agua destilada a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante 24 horas. Por ese motivo, dicho grupo quedó conformado por un $n = 9$. Y los tres grupos restantes con un $n = 10$.

GRUPO	MEDIA ARITMÉTICA	DESV. STAND.	(n) =
I.V. / D.S.F.	4,26	0.50	9
I.V. / D.F.	10,61	1,82	10
R.C. / D.S.F.	12,37	3,36	10
R.C. / D.F.	13,32	3,40	10

I.V. = Ionómero vítreo R.C. = Resina combinada

D.S.F. = Dentina sin fluorar D.F. = Dentina fluorada

Los resultados estadísticos obtenidos se detallan en los cuadros 1 y 2, y sus comparaciones en el cuadro 3.

En el cuadro 1 se pueden observar los valores registrados en el grupo de las probetas de ionómero vítreo híbrido (Vitremmer) sobre dentina normal, sin tratamiento de fluoración, y sobre dentina fluorada con fluoruro diamínico de plata. (Saforide)

Las pruebas estadísticas revelaron diferencias significativas ($P < 0,001$) de los valores adhesivos obtenidos entre los especímenes, observándose un aumento notorio de dos veces y media en los valores de adhesión a la dentina fluorada en contraposición con la que no sufrió tratamiento.

CUADRO 1

RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE DE IONÓMERO VÍTREO A DENTINA CON Y SIN TRATAMIENTO	
MEDIDAS ARITMÉTICAS EN MPa Y SUS RESPECTIVAS DESVIACIONES ESTÁNDAR.	
TRATAMIENTO DE FLUORURO DE PLATA	IONÓMERO VÍTREO FOTOPOLIMERIZABLE
DENTINA SIN TRATAMIENTO	4,26 (0,50)
DENTINA CON TRATAMIENTO	10,61 (1,82)

En el cuadro 2 se pueden apreciar los valores obtenidos con la utilización de la resina combinada (Z 250), adherida con el adhesivo dentinario Single Bond a dentina, con y sin tratamiento de fluoruro diamínico de plata (Saforide).

Se observan valores más elevados de adhesión para los especímenes de dentina con tratamiento de fluoruro diamínico, pero sin diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,001$)

CUADRO 2

RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE DE RESINA COMBINADA A DENTINA CON Y SIN TRATAMIENTO		
MEDIDAS ARITMÉTICAS EN MPa Y SUS RESPECTIVAS DESVIACIONES ESTÁNDAR.		
TRATAMIENTO DE FLUORURO DE PLATA	R E S I N A C O M B I N A D A FOTOPOLIMERIZABLE	
DENTINA SIN TRATAMIENTO	12,37	(3,36)
DENTINA CON TRATAMIENTO	13,22	(3,40)

En el cuadro 3 se muestran las comparaciones múltiples entre los grupos de ionómeros vítreos y composite, sobre dentina con y sin tratamiento, realizadas por la prueba de Tukey.

Puede observarse que tanto el ionómero sobre dentina fluorada, como el composite sobre una dentina con y sin tratamiento de fluoración, obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0,001$) con el grupo de ionómero sobre dentina sin fluorar.

Por otro lado los dos grupos de composite, no obtuvieron diferencias entre si, pero el composite sobre dentina tratada con fluoruro diamínico, fue significativamente superior ($p < 0,05$) con relación al ionómero vítreo sobre la misma superficie.

Es de destacar que si bien el composite sobre dentina normal, es decir sin tratamiento, obtuvo valores superiores a los de los ionómeros sobre dentina fluorada, estos no fueron significativos ($P > 0,001$), por lo que dentro del margen de este trabajo, el ionómero bajo estas circunstancias se comportó adhesivamente como una resina.

CUADRO 3

RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE DE IONOMEROS VITREOS FOTOPOLIMERIZABLES Y COMPOSITE A DENTINA CON Y SIN TRATAMIENTOS CON FLUORURO DIAMINICO DE PLATA. PRUEBA DE TUKEY	
MEDIDAS ARITMETICAS EN MPA	
IONÓMERO VÍTREO SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	4,26
IONÓMERO VÍTREO SOBRE DENTINA FLUORADA	10,61
RESINA COMBINADA SOBRE DENTINA SIN TRATAMIENTO	12,37
RESINA COMBINADA SOBRE DENTINA FLUORADA	13,32

Ionómero vítreo = A 1

Composite = A 2

Dentina normal = B 1

Dentina fluorada = B 2

El factor A corresponde a los materiales ionómero y composite; el factor B representa el sustrato fluorado y sin fluorar.

Ejemplo: A 1 B 1 = Ionómero vítreo Dentina normal

CUADRO 4

A 1 B 1	M = 4.25889	SD = 0.49853
A 1 B 2	M = 10.615	SD = 1.81772
A 1	M = 7.43694	
A 2 B 1	M = 12.366	SD = 3.35998
A 2 B 2	M = 13.322	SD = 3.40059
A 2	M = 12.844	
B 1	M = 8.31244	
B 2	M = 11.9685	

ANALISIS DE VARIANZA					
FACTOR	SC	gl	CM	F	P
MATERIAL	285,05	1	285,05	41,94	< 0.001
SUSTRATO	130,33	1	130,33	19,17	< 0.001
M X S	71,08	1	71,08	10,46	< 0.05
ERROR	237,90	35	6,80		
TOTAL	724,36	38			

INTERACCION				
	I.V. / D.S.F.	I.V. / D.F.	R.C. / D.S.F.	R.C. / D.F.
I.V. / D.S.F.	0	-5.30**	-6.77**	-7.56**
I.V. / D.F.	-5.30**	0	-1.50	-2.32*
R.C. / D.S.F.	-6.77**	-1.50	0	-0.82
R.C. / D.F.	-7.56**	-2.32*	-0.82	0

** P< 0.01

* P<0.05

LUPA BINOCULAR

Por medio de una lupa binocular a 50 aumentos, se procedió a clasificar los mecanismos de fractura hallados entre los diferentes grupos.

Grupo 1

En el grupo del ionómero vítreo sobre dentina sin fluorar, se obtuvo una falla adhesiva en las 9 probetas es decir el 100 %. Algunas de las cuales desprendieron completamente el primer de la dentina, otros presentaron despegamiento parcial de la capa adhesiva y los menos dejaron la capa de primer firmemente adherida al tejido desprendiéndose del ionómero

Grupo 2

En este grupo, las fallas observadas fueron más variadas. Por un lado el ionómero se desprendió totalmente de la dentina fluorada (Falla adhesiva 2 probetas); por otro lado el material o la dentina se fracturaron (Falla cohesiva del ionómero 4 probetas o de la dentina 2 probetas), y por otro se observaron fallas mixtas (adhesivas – cohesivas 2 probetas).

Grupo 3

El composite sobre dentina sin tratamiento de flúor, se comportó similar al grupo anterior, con fallas adhesivas completas (2 probetas), fallas cohesivas del composite (2 probetas), fallas cohesivas de la dentina (4 probetas), y fallas mixtas (2 probetas)

Grupo4

En este grupo se produjeron también los tres tipos de fallas, pero aumentaron en mayor medida las fallas adhesivas (5 probetas), con fallas cohesivas de la restauración (1 probeta) y de la dentina (2 probetas), mientras que las fallas mixtas se produjeron también en 2 probetas.

Resistencias adhesivas para los diferentes grupos

<u>Grupos</u>	<u>Fallas adhesivas</u>	<u>Fallas cohesivas en el material</u>	<u>Fallas cohesivas en la dentina</u>	<u>Fallas mixtas (adhesivas – cohesivas)</u>
I.V / D.S.F.	9	0	0	0
I.V / D.F	2	4	2	2
R.C. / D.S.F.	2	2	4	2
R.C. / D.F.	5	1	2	2
<u>Totales</u>	18	7	8	6

MICROSCOPIA ELECTRONICA DE BARRIDO

Los especímenes más representativos, luego de ser observados a una lupa binocular y fotografiados en el microscopio de luz reflejada, fueron metalizados para su observación en el microscopio electrónico de barrido. El metalizador utilizado en este estudio fue el Finecoat Ion Sputter JFC 1100, mientras que el metal fue oro – paladio. El microscopio utilizado corresponde al del Departamento de Microscopía Electrónica del Museo de Ciencias Naturales de la Universidad Nacional de La Plata JEOL Mod. JSM. T 100

Foto 29

Se observa a 50 X una falla adhesiva del ionómero vítreo a la dentina sin tratamiento de fluoración, con restos de primer despegándose; situación que puede ser atribuida al vacío y la metalización, para la observación al MEB, y zonas amplias de dentina limpia que indican que el ionómero arrastró consigo la capa adhesiva. El resto del primer quedó firmemente adherido a la estructura dentinaria. Todos los especímenes del mismo grupo se vieron similares.

Foto 30

Se visualiza a 75 X en un fragmento de ionómero desprendido de una dentina tratada con fluoruro diamínico de plata (F.D.Ag), una falla mixta, notándose a la izquierda un gran fragmento de dentina fracturada (falla cohesiva de la dentina), y a la derecha, el fragmento de ionómero vítreo desprendido por una falla adhesiva.

Foto 31

Otro fragmento de ionómero vítreo a 1000 X desprendido de dentina tratada con F.D.Ag, donde se puede ver una falla adhesiva que se evidencia por un desprendimiento del primer junto con el material (izquierda), mientras que otra parte quedó adherida a la dentina

Foto 32

Luego del desprendimiento de un fragmento de ionómero vítreo, la dentina tratada con F.D.Ag evidencia a 1500 X una falla mixta con fractura cohesiva de la misma, presencia de conductillos expuestos a la izquierda, y la falla adhesiva a la derecha, mostrando una dentina obliterada por partículas de plata, donde el ionómero se desprendió totalmente.

Foto 33

A 2000 X se observa el desprendimiento completo del ionómero vítreo, el cual arrastró consigo al primer (falla adhesiva), y los smear plugs de una dentina tratada con F.D.Ag. Se observan rastros de plata obliterando parcialmente los conductillos y la dentina desnudada.

Foto 34

Se puede observar a menor aumento, 50X, la fractura adhesiva/cohesiva del ionómero sobre dentina fluorada, pudiendo observarse un importante fragmento del ionómero fracturado.

Foto 35

Desprendimiento de composite observada a bajo aumento 50 X de una dentina sin fluorar, donde se aprecia una falla mixta cohesiva por parte del composite (fragmento fracturado en la parte central de la fotografía), y adhesiva en la silueta de la probeta de toda la capa.

Foto 36

Fragmento de composite desprendido de una dentina normal a 50 X, donde puede apreciarse una falla compleja a la izquierda, un fragmento arrancado de la dentina, a la derecha una fractura del material (falla cohesiva de ambos)

Foto 37

Fragmento de composite desprendido de una dentina tratada con F.D.Ag a 1000 X, donde puede observarse una falla combinada, con fractura cohesiva del material, y adhesiva de la capa que obliteraba la dentina.

Foto 38

Dentina tratada con F.D.Ag luego del desprendimiento total de la probeta de composite, observada a 750 X. Se aprecia una capa de dentina obliterada con plata, envuelta en una capa adhesiva, y en la zona central la fractura de un pequeño fragmento de dentina dejando conductillos expuestos.

Foto 39

Area de desprendimiento total de probeta de composite sobre dentina fluorada a 500 X, dejando dicha falla dentina al descubierto, pero infiltrada por precipitado de iones de plata.

Foto 40

A 3500 X se puede observar el fragmento de composite desprendido en la parte superior de la fotografía, el cual arrastró consigo una porción de dentina (capa híbrida), sin tratamiento con fluoruros. Se destaca en la parte central el estiramiento de la capa adhesiva, la cual soportó más que la propia dentina desmineralizada. Presumiblemente, dicha falla cohesiva de la dentina se deba a una infiltración incompleta de los monómeros del primer.

Foto 41

Dentina grabada con ácido fosfórico al 35% durante 15 segundos, a 1500 X, obtenida de un corte profundo de una pieza dentaria joven. Se puede apreciar la eliminación completa del barro dentinario y de los smear plugs, dejando los conductillos libres y ensanchados

Foto 42

Dentina con precipitación de F.D.Ag, donde se destacan las características formas cúbicas del ion plata, a 5000 X, obliterando casi totalmente la entrada de los conductillos dentinarios.

Foto 43

A 3500 X se aprecia una densa capa de barro dentinario en una dentina recientemente tallada con fresas de carburo tungsteno lisas, y abundante refrigeración, sin tratamiento de limpieza, observándose la obliteración total de los conductillos dentinarios.

Foto 44

Dentina calcificada expuesta de la zona central de una abrasión a 5000 X, donde puede observarse poca cantidad de túbulos abiertos y gran cantidad de dentina intertubular con calcificaciones superficiales.

Foto 45

Dentina grabada con ácido fosfórico al 35% durante 15 segundos, a 350 X, observándose una gran cantidad de conductillos expuestos ubicados en las 3 dimensiones del espacio, lo que denota la gran complejidad que presenta dicho tejido para la adhesión con la técnica de grabado total.

Foto 46

Dentina expuesta por fractura y sin realizar tratamiento, a 5000 X, que muestra la presencia de conductillos dentinarios abiertos, y la gran calcificación de la dentina peritubular.

MICROSCOPIA DE LUZ REFLEJADA

Este microscopio permite por incidencia y reflexión de la luz sobre los objetos opacos, como los metales obtener una imagen medianamente nítida de la superficie, sin la necesidad de desgastar o cortar el espécimen para que la luz pueda atravesarlo y permitir su visualización a través de un microscopio convencional.

El utilizado en este estudio, pertenece a la Cátedra de Metalurgia del Lemit; y es un Banco Metalográfico Reichert Jung Modelo MEF 2 con Cámara Capturadora de Imágenes Hitachi Modelo CCIR y un Soft Analizador de Imágenes Buehler Programa Omnimet.

Todas las fotografías incluidas en este sector presentan un aumento de 100 X. Si bien las muestras fueron analizados a menor y mayor aumento (50 y 200 X) se trató de buscar una única medida de referencia para no generar confusiones con la visualización y medición de lo observado.

Las imágenes observadas se agrupan en dos grandes grupos por un lado teniendo en cuenta el material; donde encontramos las **fotos 47 a 50** para los ionómeros vítreos y la **fotos 51 a 54** para los composite; y por otro lado por el tratamiento de la dentina.

Foto 47

Se observa claramente a la silueta de la probeta de goma, y por dentro de ella la dentina completamente limpia sin siquiera restos del primer adhesivo, ya que el ionómero lo arrastró por completo.

Foto 48

Sobre una dentina fluorada, el ionómero vítreo produjo una falla cohesiva de la dentina, nótese en el margen inferior de la fotografía una zona más oscura, que indica un desnivel, producto del desprendimiento de una franja de dentina, que no refleja la luz de manera similar al resto de la estructura, considerando el hundimiento en el orden de los 100 micrones.

Foto 49

Un fragmento de ionómero desprendido de una dentina normal, no presenta ninguna característica diferente, ya que este es removido fácilmente, arrastrando consigo al primer. Como se puede ver en el margen superior de la fotografía, la saliencia que dicho primer provoca a la estructura circular del ionómero matizado.

Foto 50

Por otro lado el ionómero desprendido de una dentina con tratamiento de fluoruro diamínico, permite observar una zona central de falla adhesiva, donde se puede apreciar la impronta de la dentina, mientras que en el resto de la falla, se distingue el desprendimiento de la capa adhesiva, como una fina capa de dentina con precipitado de plata.

Foto 51

El composite sobre dentina sin tratamiento entre tanto, muestra una más fuerte unión a dicho sustrato, ya que presenta una zona de falla adhesiva a la derecha, y una zona de fractura de material (falla cohesiva del composite) a la izquierda.

Foto 52

Mientras tanto el composite en su fuerte adhesión a una dentina fluorada, arrancó una gran masa central de dentina, dejando el fondo oscuro, por la profunda penetración de los iones de plata, y en los márgenes se observa una falla de tipo adhesiva, con la presencia de la dentina limpia

Foto 53

Observando el trozo de composite desprendido, se puede observarlo mismo pero en negativo, una copia de las huellas de la estructura de la dentina y en la parte superior una masa de tejido desprendido, constituyendo otro ejemplo de falla mixta, adhesiva y cohesiva por parte de la dentina.

Foto 54

En el caso de la dentina fluorada, la situación es similar pero con mayor volumen de dentina desprendida, obsérvese la diferencia de altura existente entre las huellas de la dentina en la parte superior de la fotografía con la masa fracturada de dentina de la parte inferior.

DISCUSION

Son ciertamente interesantes los comentarios que pueden realizarse en función de los resultados obtenidos en el presente trabajo.

Respecto de lo observado con los Ionómeros Vítreos reforzados con resinas, puede inferirse que la dentina tratada con fluoruro diamínico de plata obtuvo valores adhesivos significativamente ($P < 0,001$) más elevados; que los obtenidos en dentina sin fluorar.

Lo expresado remarca que puede utilizarse el fluoruro diamínico de plata para mejorar los niveles adhesivos de los ionómeros híbridos, que como es bien documentado, clínicamente son bajos. (Mc Lean, J.W. 1985) (Mount, G. 1990) (Mount, G. 1994)

En el caso de los composites, los mayores valores adhesivos, aunque no significativos, fueron obtenidos también en dentina tratada con fluoruro diamínico de plata, comparándola con la no fluorada.

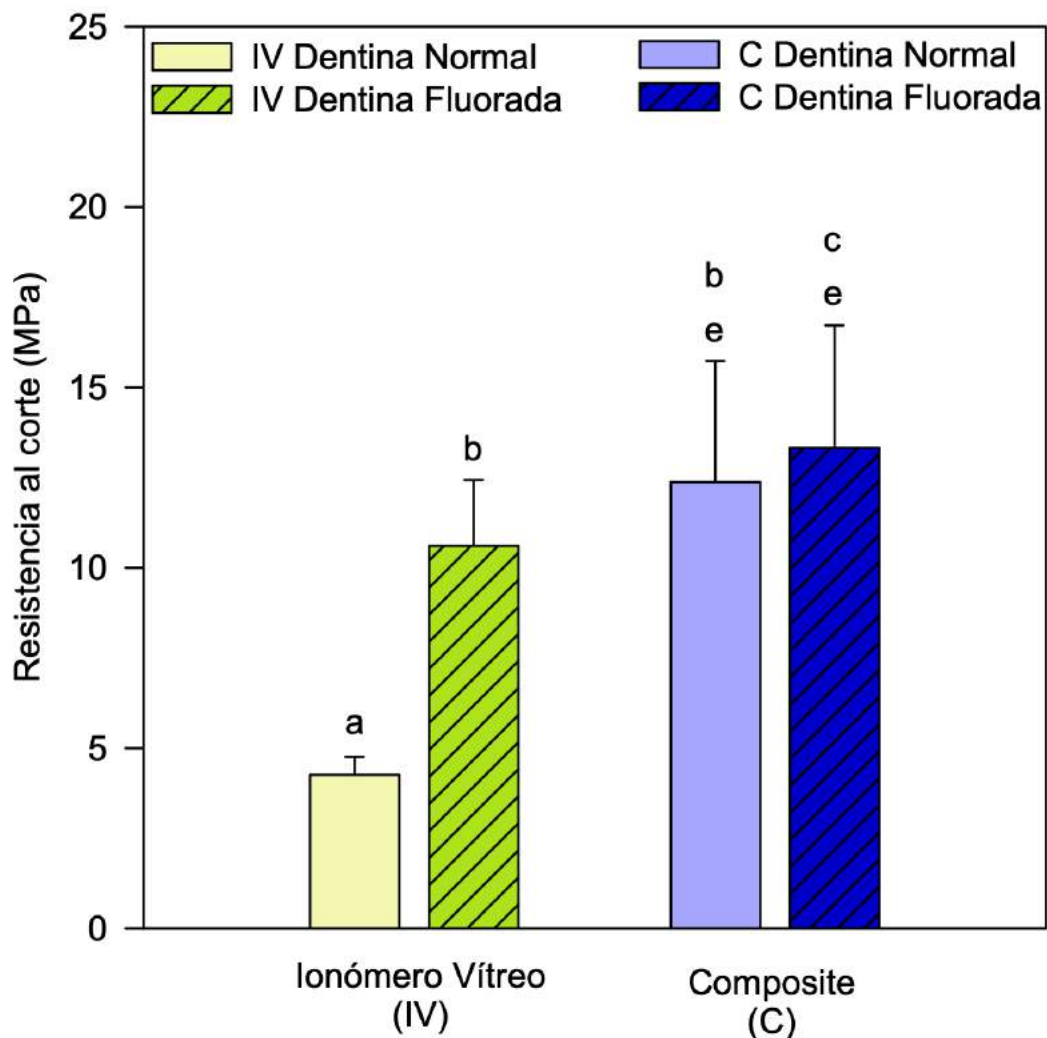
Analizando la relación entre los grupos, los valores adhesivos de los composites fueron superiores significativamente ($P < 0,001$) a los obtenidos con los ionómeros vítreos en dentina sin fluorar, mientras que al compararlos con la dentina fluorada, sólo existió diferencia significativa $P < 0,05$ cuando se lo comparó con un composite sobre el mismo tipo de sustrato fluorado.

Es importante de remarcar que, tanto los ionómeros vítreos en dentina sin fluorar como los composites en los dos sustratos, obtuvieron valores similares a los obtenidos en otros estudios. (Mc Lean, J. W., 1996) (Leirskar, J et al 1998) (Kelsey, W. P. III et al 1996)

Los ionómeros vítreos sobre dentina fluorada obtuvieron valores levemente inferiores a los conseguidos por los composites en ambos tipos de dentina, por lo que se puede decir que los ionómeros vítreos en dentina fluorada se comportan adhesivamente como resinas combinadas, aun sin realizar tratamientos de grabado ácido con ácido fosfórico para penetrar profundamente en la superficie dentinaria.

Se puede inferir que el aumento de la mineralización y el precipitado de la plata favorecen la unión de las vítreo – ionómero – resinas a dentina, no mejorando, pero tampoco interfiriendo, la adhesión de las resinas combinadas a la misma.

Considero que los valores obtenidos en la realización de este experimento, permiten deducir datos útiles para los tratamientos de la Operatoria Dental adhesiva en pacientes con alta incidencia o susceptibilidad a las caries. Durante mucho tiempo varios profesionales utilizaron y siguen haciéndolo, el fluoruro diamínico de plata para prevenir fracturas radiculares en conductos, previo a la cementación de prótesis fija, al igual que reforzar y generar un efecto cariostático y desensibilizante en muñones vitales, sin conocer la influencia de dicha solución sobre los diferentes materiales adhesivos, por lo que resulta de gran utilidad, si bien, no puede aplicarse por razones estéticas a todas las situaciones clínicas, el conocimiento del aumento en la adhesión de los ionómeros híbridos a la dentina tratada de esta forma.



Gracias a lo observado con la lupa binocular, que permitió la clasificación del tipo de fracturas encontradas, podemos inferir una diferencia bien marcada entre los grupos, situación importante, porque revela además de las características propias de los materiales, su comportamiento desde el punto de vista adhesivo que es lo que nos interesa.

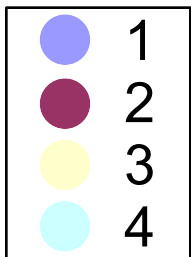
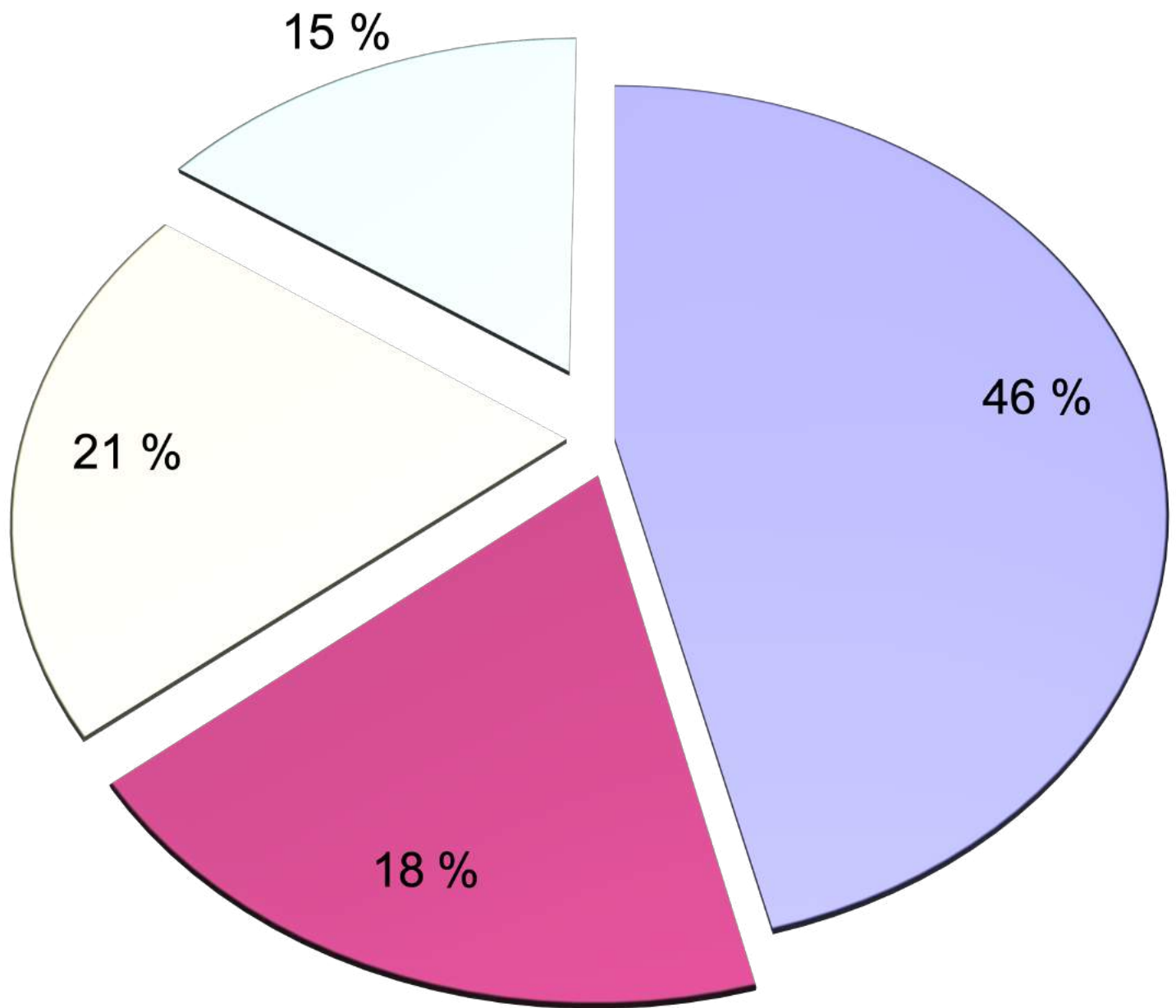
Se puede distinguir claramente que el grupo del ionómero vítreo sobre dentina sin tratamiento de fluoración, y aunque lleve un sistema adhesivo propio, obtiene el 100% de las fallas a nivel adhesivo, mientras que el resto de los grupos presentaron fallas combinadas. Esto denota que el ionómero presenta un nivel adhesivo muy bajo, que en algunas situaciones, como por ejemplo el empleo de una técnica sandwich, o la restauración de una abfracción, debería ser mejorado para contrarrestar las fuerzas que intentan desprenderlo. La falla en este grupo se produjo en la unión del primer con la dentina, encontrándose una gran mayoría de desprendimientos totales o casi totales del mismo, con una única probeta donde el primer quedó bien adherido, y la falla se produjo entre éste y el ionómero. Es decir que como dijimos el ionómero genera una unión débil a dentina, o bien la capa adhesiva generada por el primer, no tiene resistencia intrínseca.

Pero con lo observado en el grupo del ionómero sobre una dentina tratada con el fluoruro diamínico, se corrobora que la falla se genera en los niveles de adhesión alcanzados y no por una pobre resistencia del propio primer. En este grupo se destaca la particularidad que casi la mitad de los especímenes sufrieron fractura del material, lo que indica que este presentó niveles adhesivos superiores inclusive a la propia resistencia intrínseca del ionómero.

Algo similar sucedió en el grupo del composite sobre dentina sin tratamiento de fluoración, pero aquí la falla de casi el 50% de las muestras se centró en una fractura cohesiva de la dentina, tal vez producto de una descalcificación mayor en profundidad de lo que fue capaz de penetrar el sistema adhesivo para rellenarla. (Uribe Echevarría J. 2000) (Pashley D.H. Carvalho R.M. 1998).

Si comparamos esta situación con la ocurrida en el último de los grupos, composite sobre dentina fluorada, y teniendo en cuenta que estos dos grupos no obtuvieron diferencias significativas, veremos que aquí el 50% de las fallas fueron adhesivas, aún con valores elevados; la dentina soportó más sin fracturarse, lo que indica que tal vez la infiltración en profundidad del ion plata tuvo un efecto reforzador de la trama de colágeno descalcificada y no infiltrada por resina. Estudios más exhaustivos en el tema nos podrán dar la respuesta.

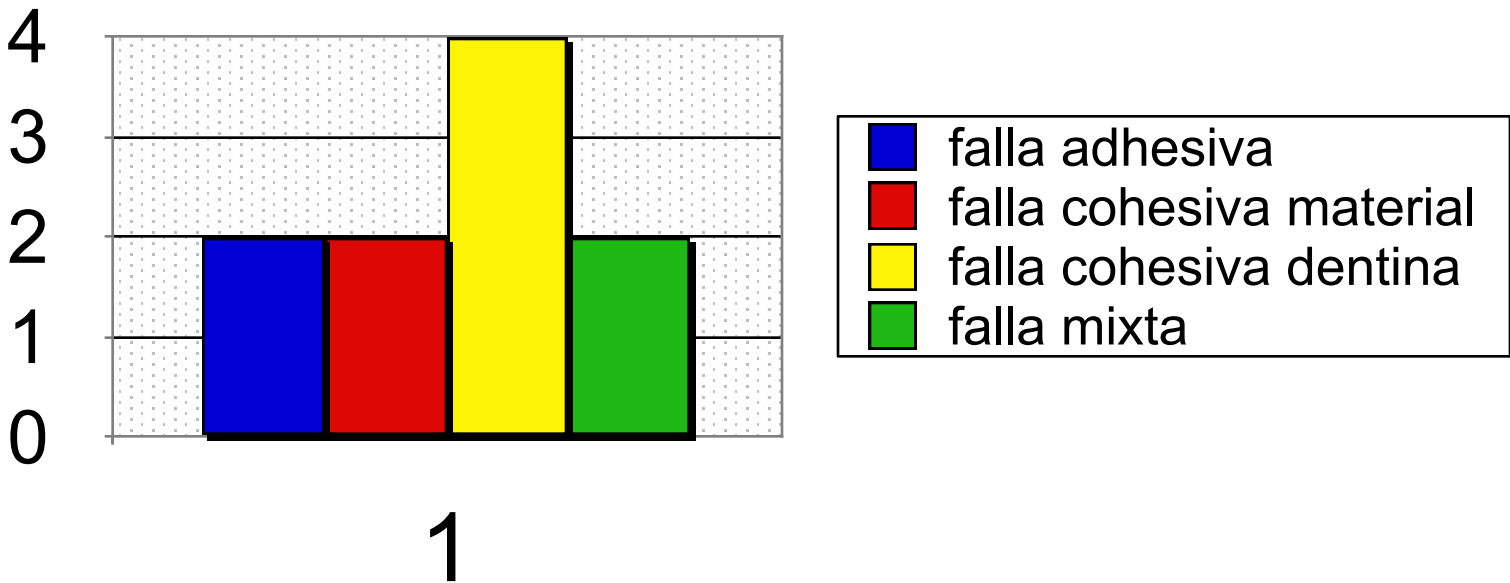
Con lo observado al microscopio electrónico de barrido (M.E.B.), podemos obtener más datos para ampliar estas conclusiones. Si bien se producen defectos durante el procesado por metalización y el vacío para la observación al M.E.B., éste es sin duda un arma fundamental para poder observar detalles de lo sucedido en la superficie de la dentina y el material luego de la falla ocurrida. Por medio de este estudio corroboramos lo anteriormente citado, observando en las probetas de ionómero vítreo sobre dentina normal, un desprendimiento del primer que no pudo interpenetrar convenientemente la dentina, mientras que en los grupos de ionómero sobre dentina fluorada se pueden visualizar desprendimientos parciales, pero también pequeños fragmentos de material firmemente adheridos o zonas de dentina fracturada, lo que permite deducir que el primer interdigitó en alguna medida la misma, y que a la vez sufrió algún tipo de interacción con los depósitos metálicos depositados en ella.



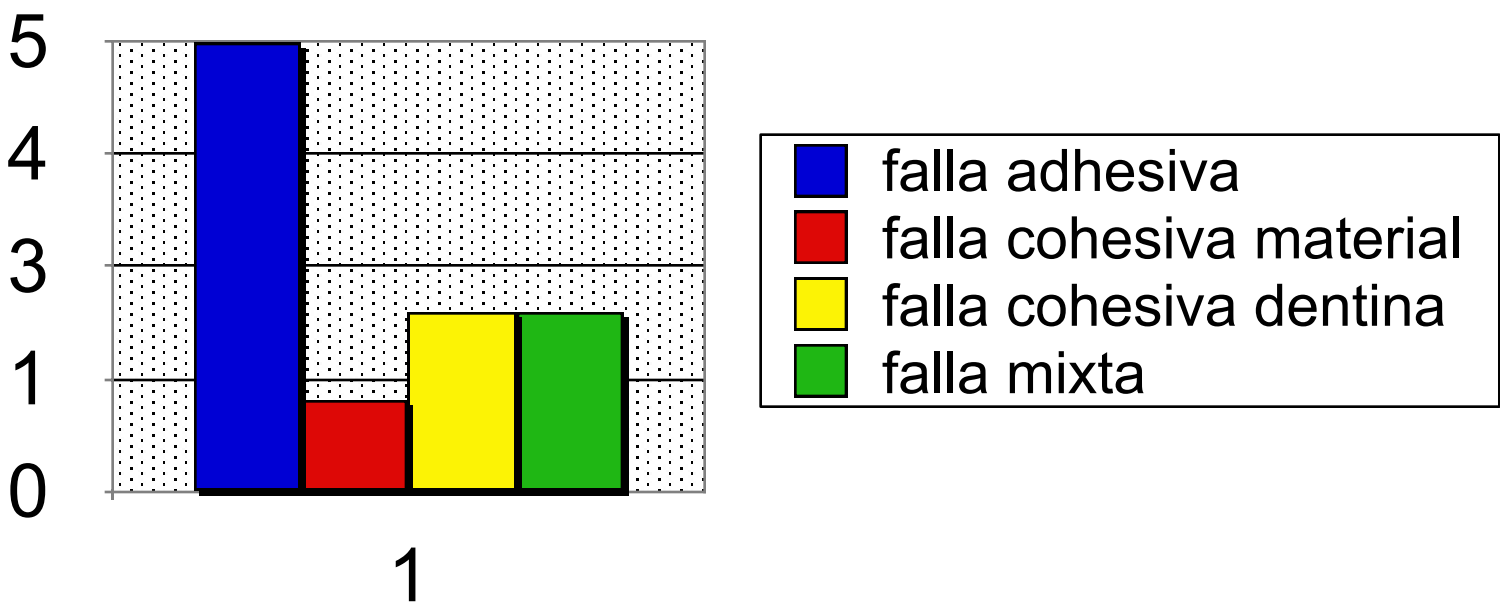
FALLAS ADHESIVAS
FALLAS COHESIVAS MATERIAL
FALLAS COHESIVAS DENTINA
FALLAS MIXTAs

PORCENTAJE DE FALLAS TOTALES

TIPOS DE FALLA DE LA UNION

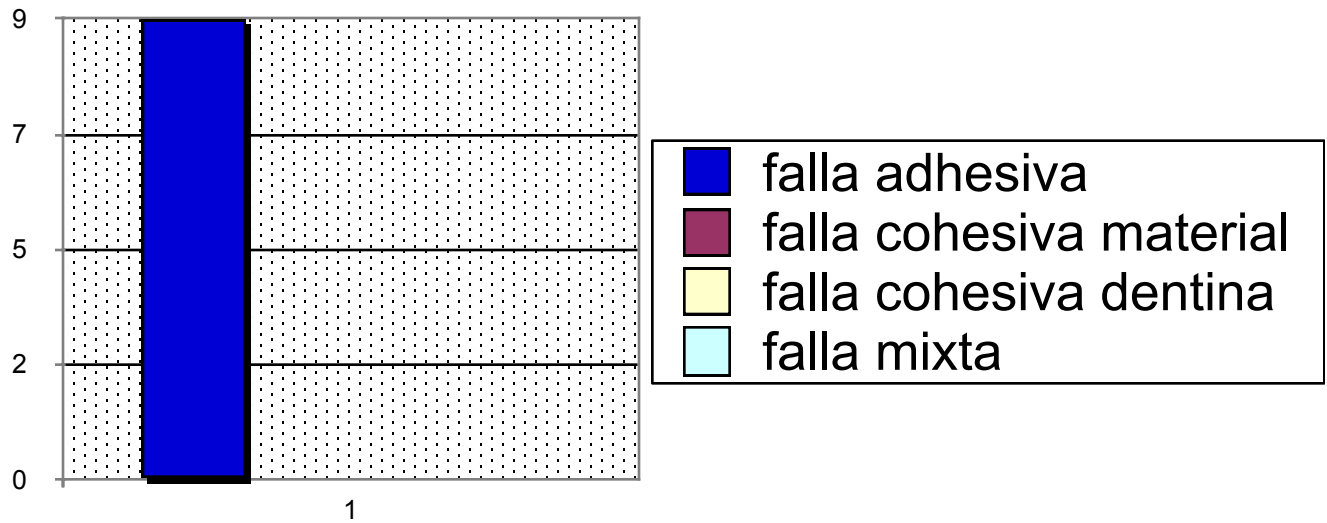


Composite/Dentina Normal

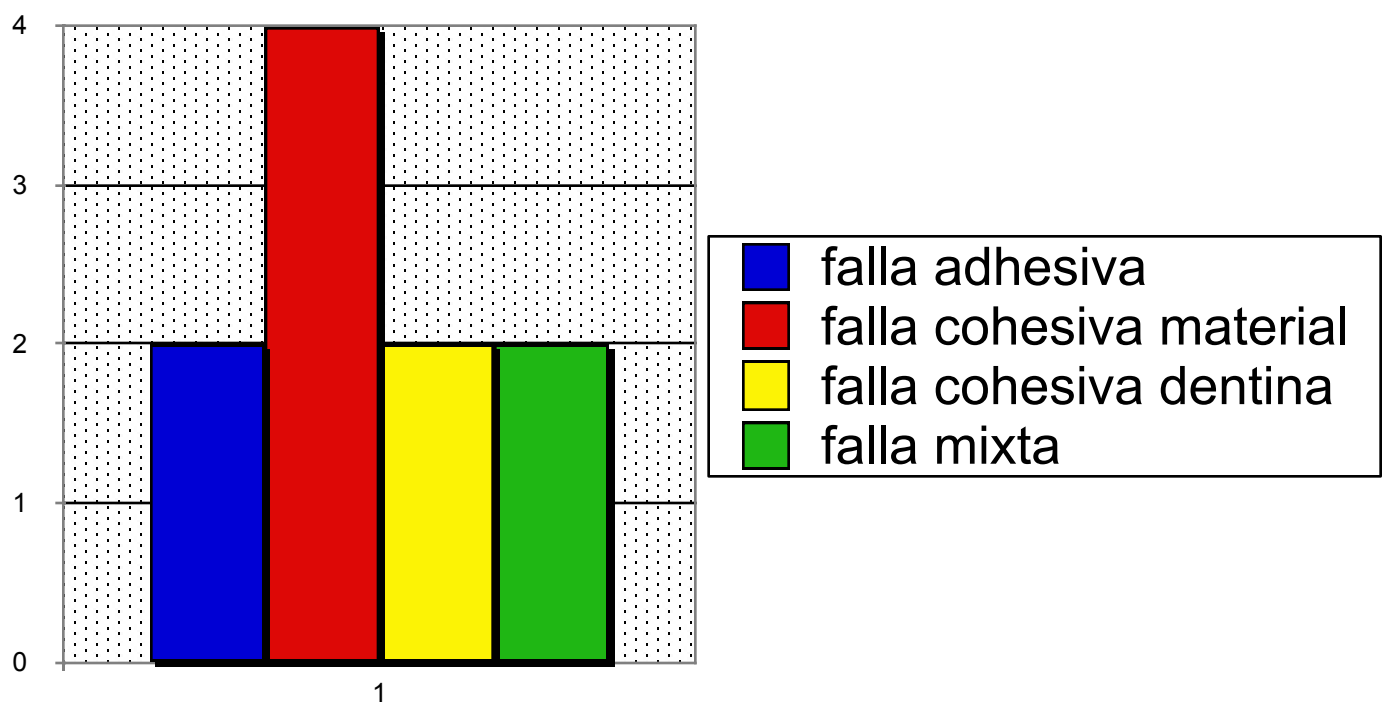


Composite/Dentina Fluorada

TIPOS DE FALLAS DE LA UNION



Ionómero vítreo/Dentina Normal



Ionómero vítreo/Dentina Fluorada

Según algunos investigadores, el sistema composite/adhesivo no está exento de fallos en su utilización clínica, habiendo dos caminos abiertos a la investigación para mejorar sus cualidades funcionales; una sería encontrar un composite con mínima o nula contracción de polimerización y la otra vía sería encontrar un adhesivo que contrarreste la fuerza de contracción del composite, hecho que se refleja ya en numerosos estudios aunque no de un modo absoluto. (Riutord Sbert, P. et al.1996). Este último punto, si bien necesita una comprobación clínica, sería el factor más importante para la indicación de los carioestáticos, previo a la colocación de un composite; pero en el caso de los ionómeros, debería ser una indicación necesaria de la técnica de los mismos.

En el caso del composite, las fallas observadas son menos diferenciadas, presentándose en ambos tipos de dentina fracturas cohesivas del material y de la dentina, pero en esta última situación, se diferencia en que mientras la fractura sobre dentina sin fluorar se produce en la base de la capa híbrida (Koh, S et al 2001), dejando conductillos abiertos, la dentina fluorada luego del desprendimiento de parte de la misma, deja expuesta una dentina completamente obliterada por iones de plata inmersos en primer.

Es de destacar la presencia en las muestras de composite sobre dentina fluorada que el 50% de las fallas fueron adhesivas, si bien este grupo mantuvo los valores más altos de todos los estudiados, lo que indica que la resistencia de la propia dentina se vio aumentada por la remineralización e infiltración de plata.

La contraindicación más importante radica en la tinción oscura de las superficies dentarias; pero hay estudios actuales que plantean una alternativa con el hexafluorurosilicato de amonio $(\text{NH}_4)_2\text{SiF}_6$ que presenta una fórmula similar al fluoruro diamínico de plata, pero sin el contenido de dicho metal, por lo que no tiñe las estructuras de negro, pero con capacidad comprobada de formación de fluorhidroxiapatita con altos niveles de cristalinidad y disminución de la solubilidad en medio ácido, por lo que tiene un alto potencial para la fluoración tópica. (Murata, H; Ishikawa, K; Tenshin, S; Horiuchi, S; Nakanishi, M; Asaoka, K; Kawata, T)

Pero, ¿qué sucede entonces con la adhesión?

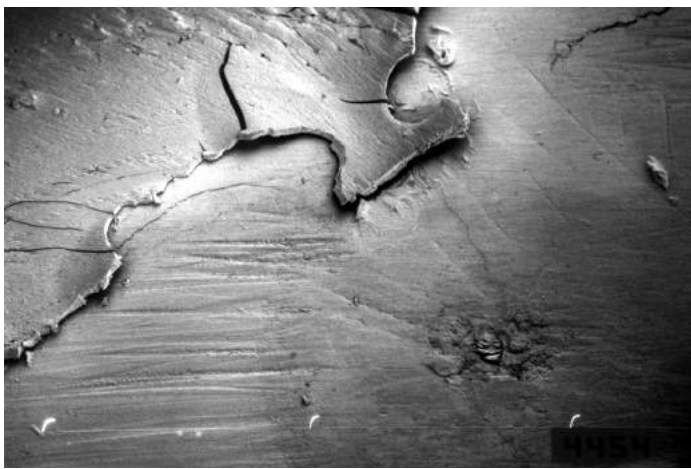


FOTO 29 Dentina sin tratamiento luego del desprendimiento del ionómero vitro a 50 X

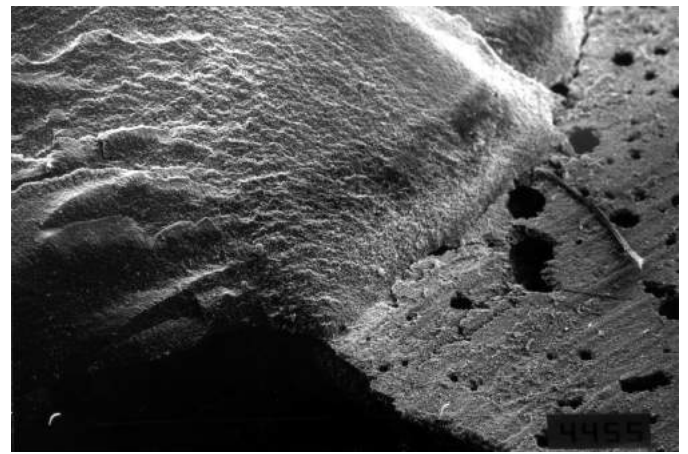


FOTO 30 Fragmento de ionómero desprendido de dentina tratada con fluoruro diamínico de plata a 75 X

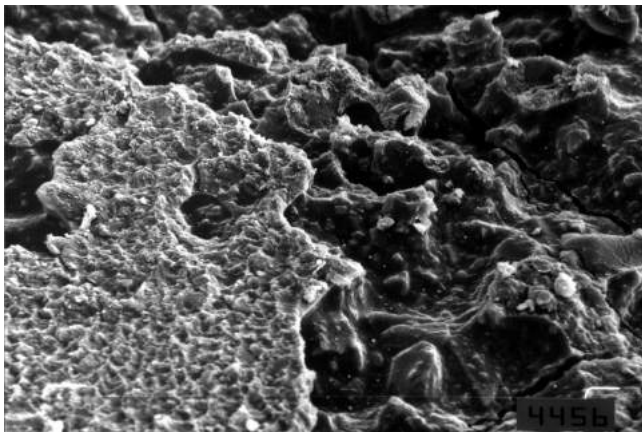


FOTO 31 Fragmento de ionómero desprendido de dentina tratada con fluoruro diamínico de plata 1000 X

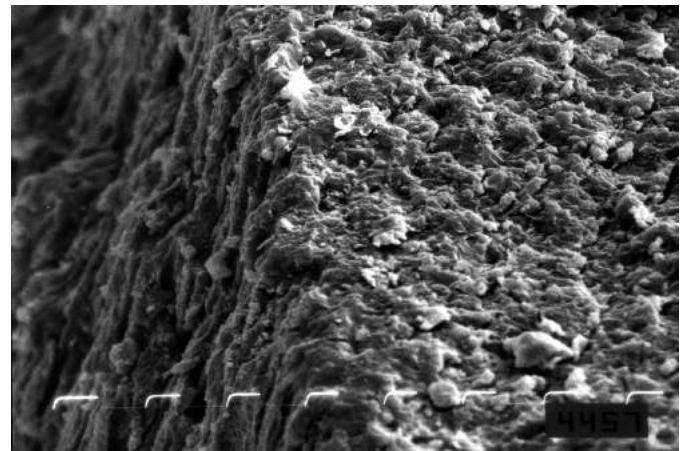


FOTO 32 Dentina tratada con fluoruro diamínico de plata luego del desprendimiento del ionómero a 1000 X

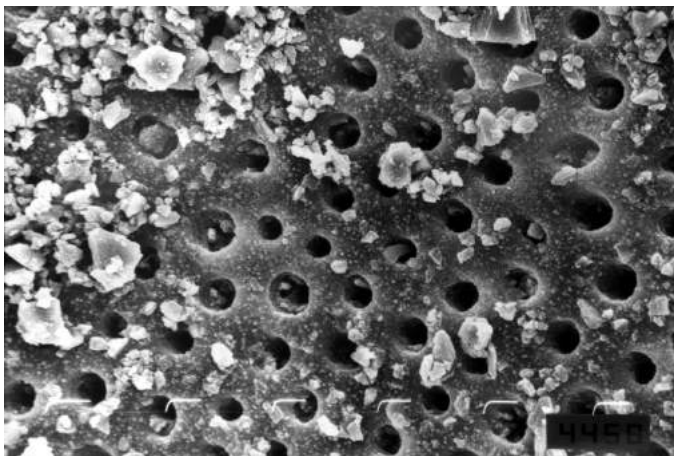


FOTO 33 Dentina tratada con fluoruro diamínico de plata luego del desprendimiento del ionómero a 1000 X

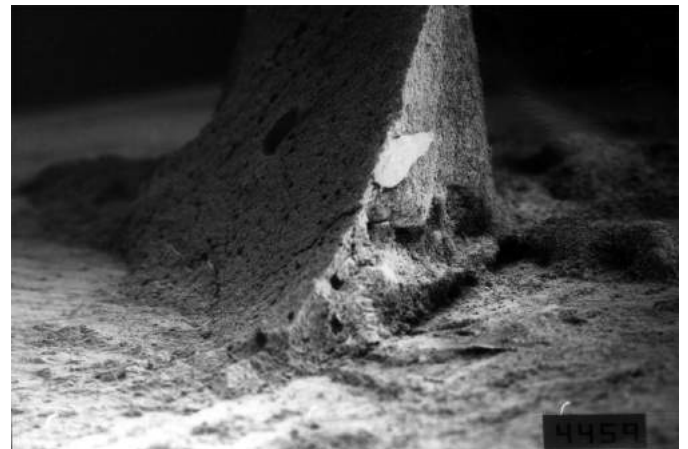


FOTO 34 Resto de ionómero vítreo fracturado sobre dentina tratada con fluoruro diamínico de plata a 50 X

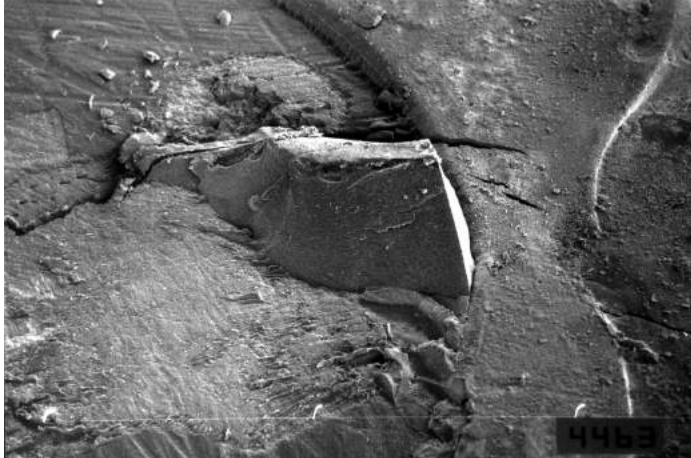


FOTO 35 Dentina sin tratamiento con desprendimiento del composite a 50 X



FOTO 36 Fragmento de composite desprendido de dentina sin tratar a 75 X

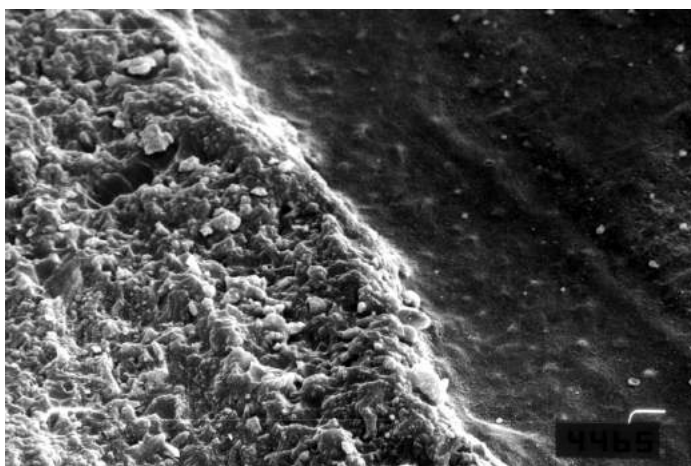


FOTO 37 Fragmento de composite desprendido de dentina tratada con fluoruro diamínico de plata 1000 X

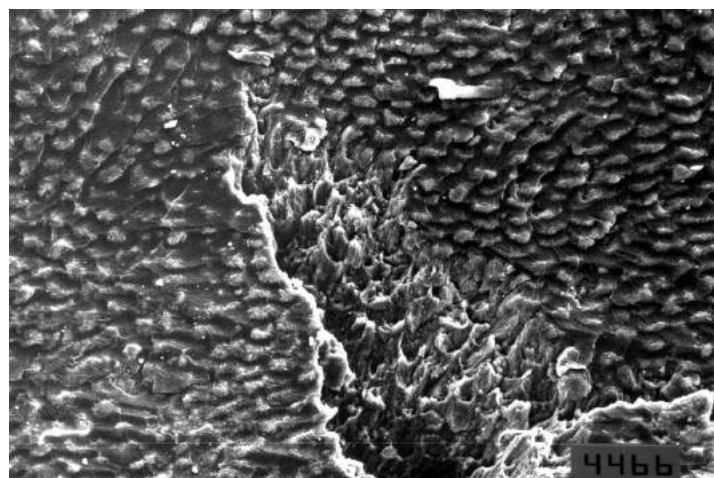


FOTO 38 Dentina tratada con fluoruro diamínico de plata luego del desprendimiento del composite a 750 X

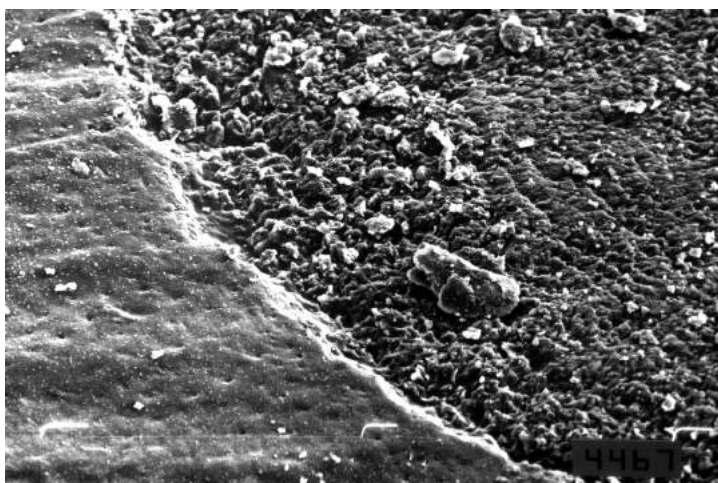


FOTO 39 Dentina tratada con fluoruro diamínico de plata luego del desprendimiento del composite a 500 X

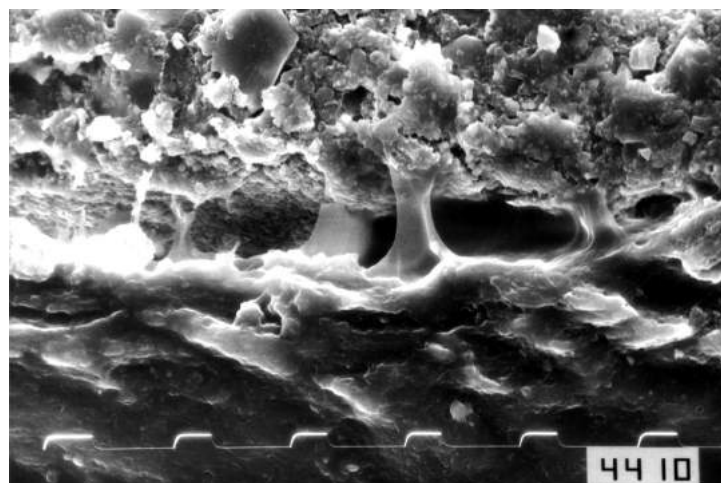


FOTO 40 Fragmento de composite desprendido sobre dentina sin tratamiento a 3500 X

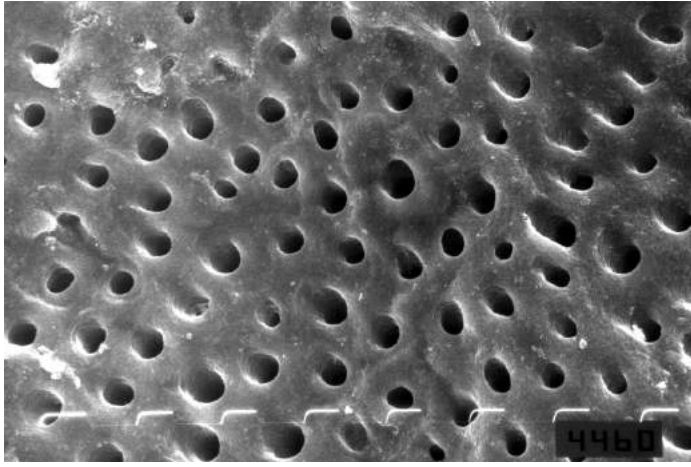


FOTO 41 Dentina grabada con ácido fosfórico al 35% durante 15" a 1500 X

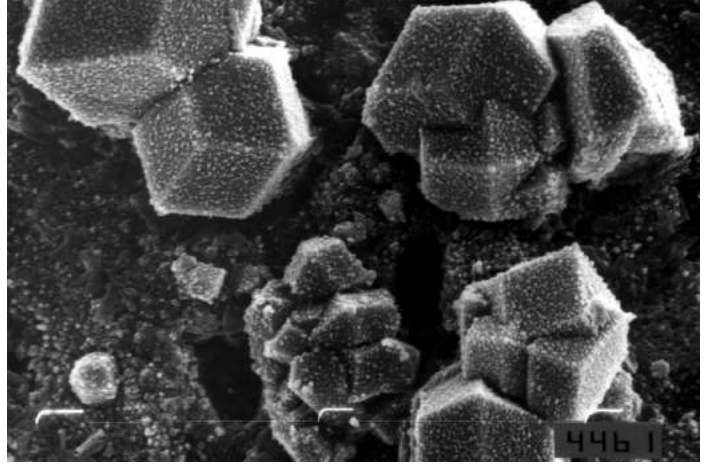


FOTO 42 Dentina con precipitación de fluoruro diamínico de plata a 5000 X



FOTO 43 Dentina con capa de barro dentario a 3500 X

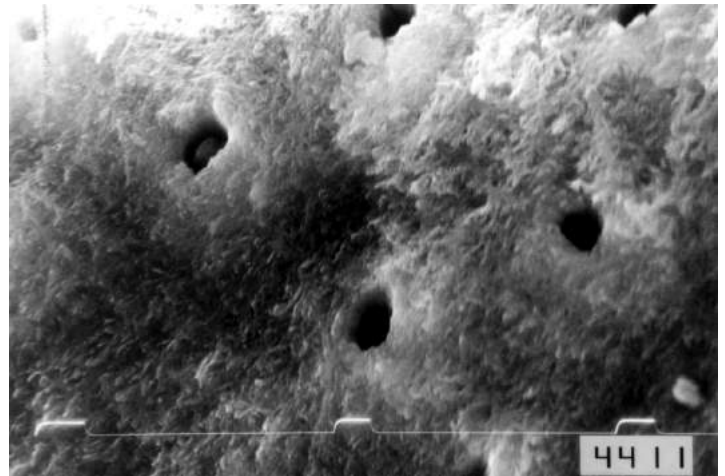


FOTO 44 Dentina calcificada de la zona central de una abrasión a 5000 X

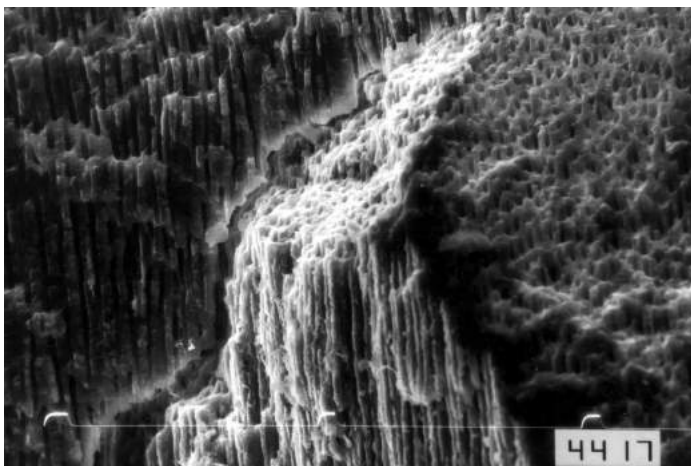


FOTO 45 Dentina grabada con ácido fosfórico al 35% durante 15" a 350 X

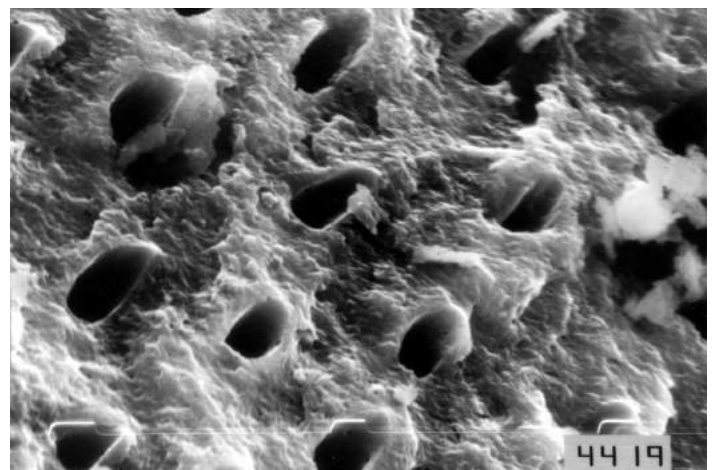
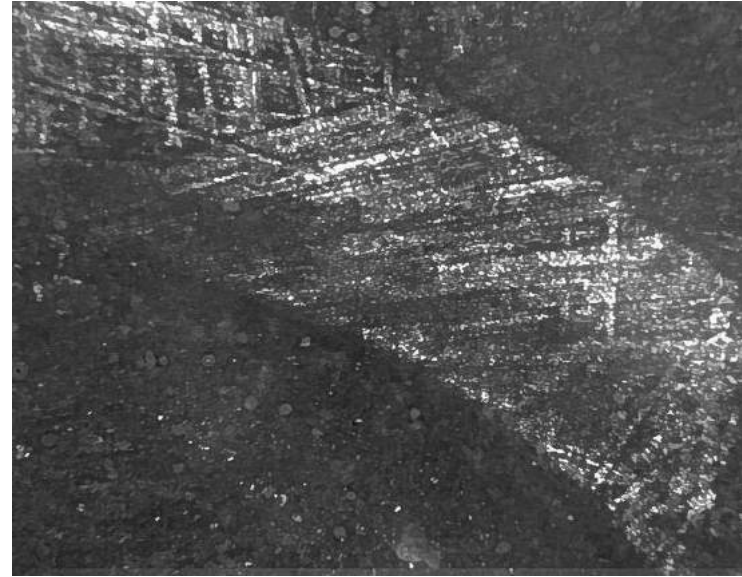
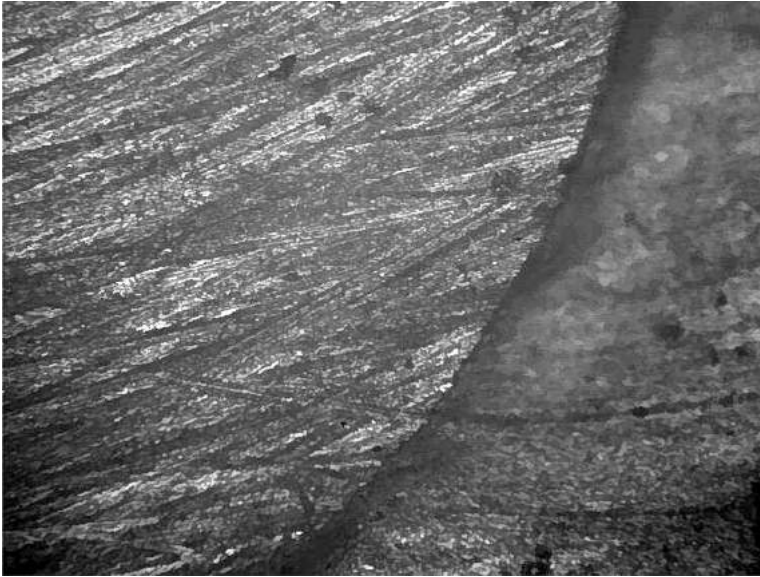


FOTO 46 Dentina expuesta por fractura y sin tratamiento a 5000 X

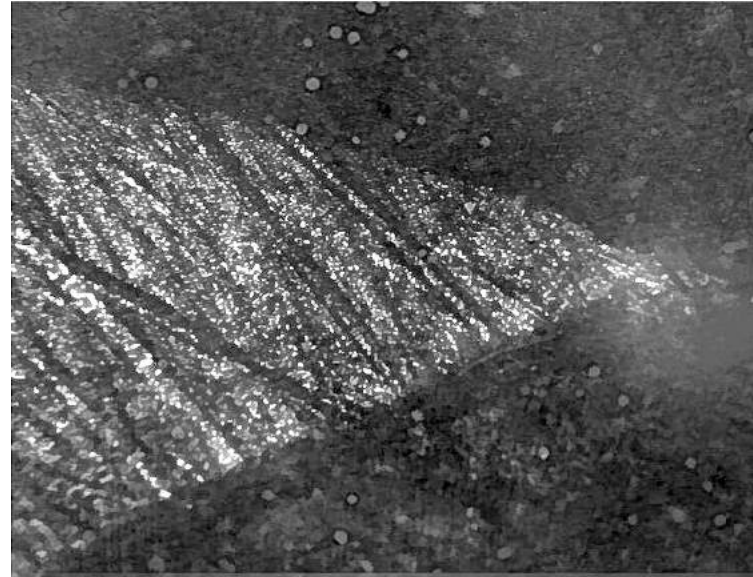
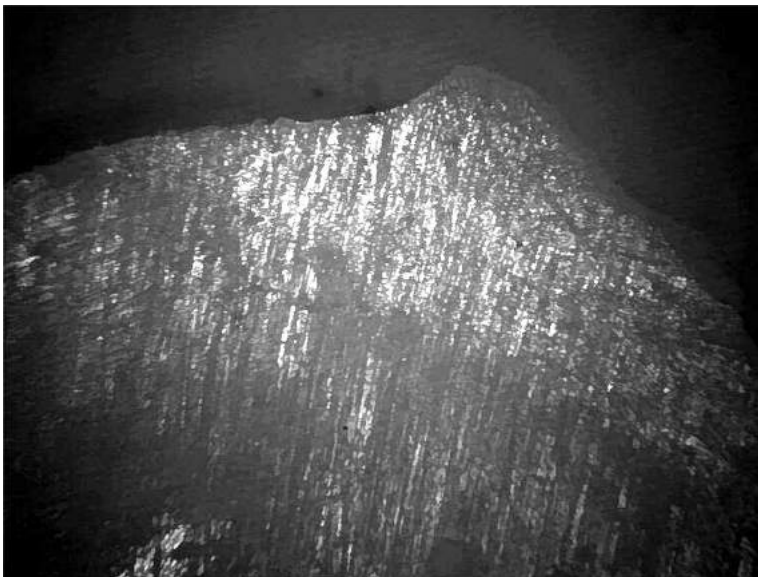


DENTINA SIN TRATAMIENTO

FOTO 47 Dentina sin tratamiento posterior a la separación del ionómero vítreo

DENTINA FLUORADA

FOTO 48 Dentina tratada con fluoruro diamínico de plata posterior a la separación del ionómero vítreo

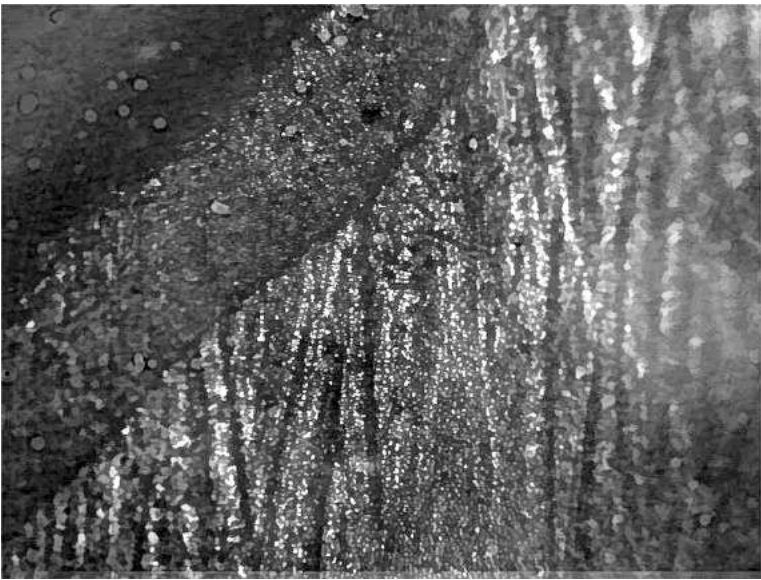


IONOMERO VITREO EN DENTINA NORMAL

FOTO 49 Ionómero vítreo despegado de la dentina sin tratamiento

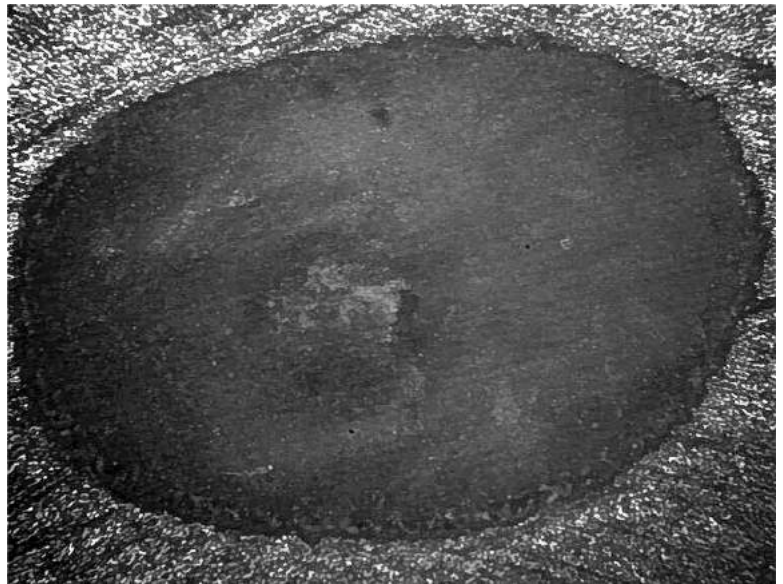
IONOMERO VITREO EN DENTINA FLUORADA

FOTO 50 Ionómero vítreo despegado de la dentina tratada con fluoruro diamínico de plata



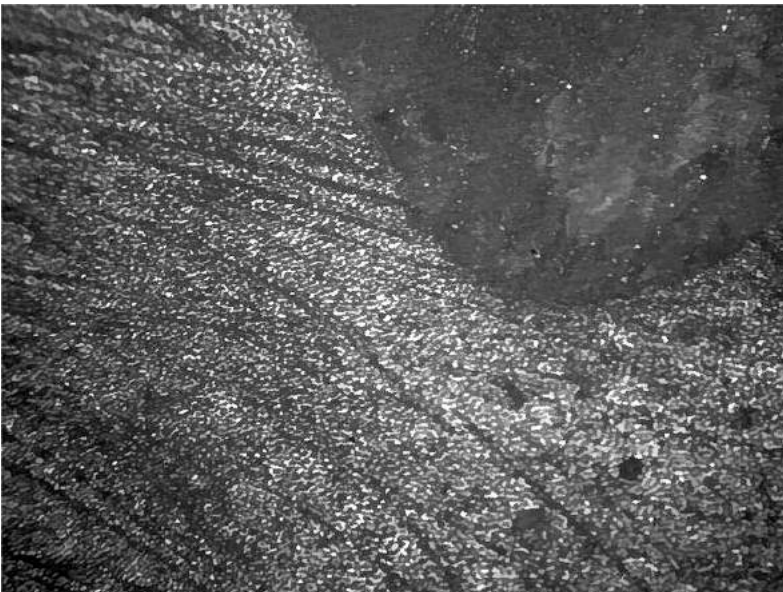
DENTINA SIN TRATAMIENTO

FOTO 51 Dentina sin
tratamiento posterior a la
separación del composite



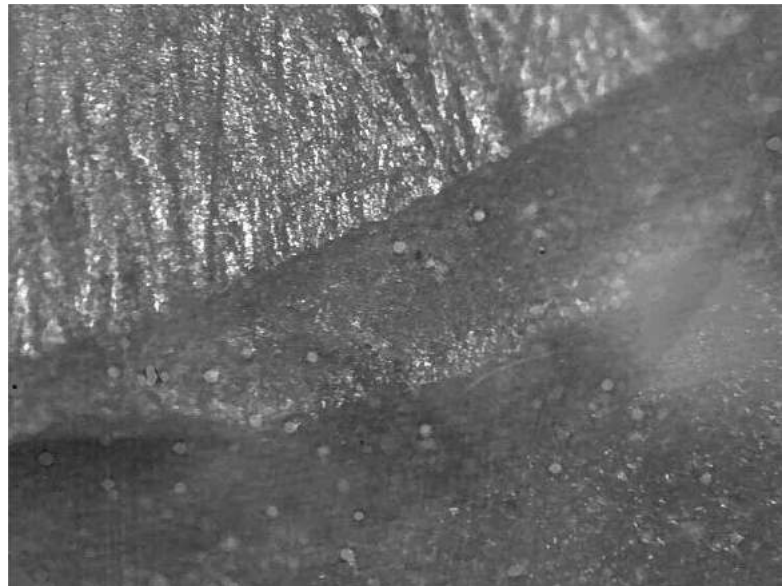
DENTINA FLUORADA

FOTO 52 Dentina con
tratamiento de fluoruro diamínico
de plata posterior a la separación
del composite



COMPOSITE EN DENTINA NORMAL

FOTO 54 Composite despegado



COMPOSITE EN DENTINA FLUORADA

FOTO 55 Composite despegado
de la dentina tratada con fluoruro
diamínico de plata

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones del presente trabajo, podemos inferir que:

- * Los tratamientos de fluoración de la dentina sana con fluoruro diamínico de plata, aumentan notablemente los valores adhesivos de los ionómeros vítreos con resinas; por lo que se debe tener en cuenta su utilización como pre tratamiento del sustrato.
- * El fluoruro diamínico de plata no disminuyó la adhesión de las resinas a la dentina sana, pero cuando ésta fracasa, deposita sobre la misma un precipitado que oblitera los conductillos dentinarios, posiblemente disminuyendo la permeabilidad.
- * El ionómero vítreo sobre dentina fluorada se comportó adhesivamente como si fuese un composite sobre dentina sana normal.
- * El fluoruro diamínico de plata parecería actuar reforzando la zona debilitada de la capa híbrida no infiltrada por resina, presumiblemente por el precipitado de iones de plata en la profundidad de la misma.

Si bien existen materiales actualmente en estudio que tratarían de mejorar los problemas adhesivos actuales, como matrices expansivas con base de ortoespirocarbonatos o adhesivos especialmente diseñados para los ionómeros vítreos como los giómeros, como así también adhesivos estructurales con carga para resistir fuertemente en la unión, la probabilidad de conseguir el efecto benéfico de la fluoración al mismo tiempo que mejorar la adhesión, podrían ser de elección.

Durante este estudio muchos factores fueron tenidos en cuenta ya que pueden tener influencia en los resultados encontrados: variación en el sustrato dentinario (ubicación, grado de mineralización, humedad, cantidad de sustrato sólido, dentina afectada por caries), estrés térmico, almacenaje por largo tiempo, ausencia de cargas oclusales, flexión dentaria, presión pulpar, preparación cavitaria tridimensional. Pero si bien las técnicas adhesivas de los materiales evaluados en este trabajo permiten interpretar la calidad de la adhesión a dentina con ellos lograda, al ser una experiencia “in vitro”, la transferencia de los resultados debe ser cotejada mediante estudios clínicos que corroboren o no estos hallazgos.

RESUMEN

Se evaluó la resistencia adhesiva de ionómeros vítreos con resinas y de resinas combinadas, a dentina tratada con fluoruro diamínico de plata.

Se utilizó adhesivo monoenvase Single Bond, ionómero vítreo Vitremer y resina combinada Z 250; para la fluoración se usó fluoruro diamínico de plata Saforide.

Posteriormente, se fijaron probetas con dichos materiales que fueron sometidas a ensayo de resistencia adhesiva.

Las resinas sobre dentina fluorada fueron las que obtuvieron el mejor comportamiento adhesivo. La adhesión de ionómeros vítreos a dentina fluorada, fue estadísticamente más elevada en relación a la dentina sin fluorar con el mismo material.

SUMMARY

The bond strength of resin – modified glass ionomers and composites was evaluated to dentin treated with diammine silver fluoride.

Were used Single Componet adhesives (Single Bond – 3M Co), resin – modified glass ionomer (Vitremer, 3M Co), and composites (Z250 3M Co). For application of diammine silver fluoride were used Saforide (Kuraray, Co).

Later on, resin – modified glass ionomer and composite specimens were subjected to a shear bond strength test.

Composites to fluorated dentin specimens were those that obtained the best adhesive behavoir.

Glass ionomer adhesion to fluorated dentin was mor higher than, that the same material to no – fluorated dentin

BIBLIOGRAFIA

8. Abate, P. F. et al.
Shear bond strength of adhesive composite system to human dentin. Acta Odontol. Latinoam. 1996; 9 (1): 21 – 6.

9. Abate, Pablo Abramovich, Abraham et al.
Efecto de ácidos sobre esmalte y dentina: estudio con MEB. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1998 may / jun; 86 (3): 198 – 201.

10. Abate, Pablo; Macchi, Ricardo, L. y Polack, M. A.
Adhesión de composites a dentina con adhesivos monocomponentes. JADA (Ed. Arg.) 1998 jul; 2 (3): 25 – 28.

11. Abate, Pablo; Macchi, Ricardo, L.; Zahra, Vivian N. et al.
Adhesión de composites a esmalte y dentina con adhesivos mono y multienvase. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 2000 mar / abr; 88 (2): 106 – 109.

12. Accepted dental therapeutics.
Am. Dent. Assoc. 1982; 344 – 345.

13. Afonso, F. and Gotjamanos, T.
An in vitro study of the distribution of silver and fluoride following application of 40 per cent silver fluoride solution to dentine. Aust. Dent. J. 1996 dec; 41 (6): 388 – 92.

14. Alarcón, Elba et al.
Atención preventiva de patología buco dental en pacientes institucionalizados. Rev. Fac. Odontol. U.B.A. 1996 sept; 16 (42): 37 – 56. ILUS.

15. Alonso, J. Martin et al.
Estudio comparativo de la adhesión a dentina sana y esclerótica. Quint. Esp. 1999 jun/jul; XII (6): 376 – 81.

16. American Dental Association council on dental materials, Instrument and equipment.
Specification N° 27 for direct filling materials. J. Am. Dent. 1997; 94: 1191- 1195.

17. Aristizábal et al.
Resistencia de núcleos de titanio cementados sometidos a fuerzas tensiles y compresivas. Univ. Odontol. 1996 mar; 15 (29): 53 – 5.

18. Association report.
Statement on posterior resin – based composites. J. Am. Dent. 1998; 129: 1627 – 1628.

19. Awliya, Y. and Akpata, E. S.
Effect of fluorosis on shear bond strength of glass ionomer – based restorative materials to dentine. J. Prost. Dent. 1999 mar; 81 (3): 290 – 4.

20. Baratieri, Luiz N.
Estética. Restauraciones anteriores adhesivas en dientes anteriores fracturados. São Paulo, Santos Livraria Ed., 1998.
21. Barrancos Mooney, Julio.
Operatoria dental: atlas, técnica y clínica. 1981. Cap. 6. *Histología dentaria*. P. 169 – 187.
22. Barrancos Mooney, Julio.
Operatoria dental. 3° edic. Buenos Aires (Argentina). 1999. Cap. 13. *Tratamiento integral*. P. 439 – 470.
23. Barrancos Mooney, Julio y Barrancos, Gonzalo S.
Principios biológicos. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental*. 3° edic. Buenos Aires (Argentina). 1999. Cap. 16. P. 551 – 566.
24. Barrancos Mooney, Julio y Barrancos, Patricio J.
Adhesión a metal y otras superficies. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental*. 3° edic. Buenos Aires (Argentina). 1999. Cap. 18. P. 579 – 607.
25. Barrancos, Patricio J.
Manipulación y comportamiento de los composites. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental*. 3° edic. Buenos Aires (Argentina). Ed. Médica panamericana. 1999. Cap. 22, P. 663 – 690.
26. Barrancos Mooney, J. y Frydman, J.
Histología dentaria. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental*. Buenos Aires (Argentina). Ed. Médica Panamericana. 1999. Cap. 7, P. 219 – 238.
27. Bhaskar, S. N.
Histología y embriología bucal de Orban. 9° edic. Buenos Aires (Argentina). El Ateneo ed. 1986. Cap. 4. *Dentina*. P. 116 – 154.
28. Basso, Martha L.
Administración de fluoruros sistémicos y tópicos en niños preescolares. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1994 ene/mar; 82 (1): 32 – 40.
29. Bertacchini, S. M. et al. (a)
Ionómeros híbridos y compómeros: filtración marginal. XXVII Reunión Anual de la División Argentina Asociación Internacional de Investigación (D.A.I.I.O.), y la International Association for dental research (I.A.D.R.). 1994 oct 20 – 22. Córdoba (Argentina).
30. Bertacchini, S. M. et al. (b)
Ionómero vítreo de tricurado y cemento radicular: filtración marginal. XXVII Reunión Anual de la División Argentina Asociación Internacional de Investigación (D.A.I.I.O.), y la International Association for dental research (I.A.D.R.). 1994 oct 20 – 22. Córdoba (Argentina).

31. Bhaskar, S. N.
Histología y embriología bucal de Orban. Novena edic. El Ateneo ed. 1986. Cap. 4. *Dentina*. P 116 – 154.
32. Bogert, Thompson R. et al.
Effect of prophylaxis agents on the shear bond strength of a fissure sealant. J. Clin. Odontol. 1994 / 1995; 10 (5): 45 – 7.
33. Bordoni, Noemí et al.
Programa de educación continua odontológica no convencional (PRECONC). Curso I: Odontología preventiva. Módulo 3: Medidas y programas preventivos. 2º Edic. Buenos Aires (Argentina). O.M.S. – O.P.S. Ed. 1993. Submódulo I. P. 6 – 46.
34. Brackett, W. W. and Huget, E. F.
The effect of etchant and cement age on the adhesion of resin composite to conventional and resin – modified glass – ionomer cements. Quint. Int. 1996 jan; 27 (1): 57 – 61.
35. Brackett M. G. et al.
One – year clinical performance of a resin – modified glass ionomer and a resin composite restorative material in unprepared class V restorations. Oper. Dent. 2002 mar/apr; 27 (2): 112 – 116.
36. Bronschlicher, M. et al.
Effect of composite type light intensity, configuration factor and laser polymerization on contraction forces. Am. J. Dent. 1997; 10: 88 – 96.
37. Brouillet, J. L. and Koubi, G. F.
Vitremer: A histological study, a preliminary report. European glass ionomer symposium. Villa d'Este, Italy. 1994, apr 24.
38. Buchalla, W. et al.
Influence to dentin conditioning on bond strength of light – cured ionomer restorative materials and poliacid – modified composite resins. J. Clin. Dent. 1996; 7 (4): 81 – 4.
39. Buonocuore, M. G.
Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J. Dent. Res. 1955; 34: 849 – 53.
40. Butler, W. T.
Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. Oper. Dent. 1992; 5: 18 – 23.
41. Cabral, Julio R.; Lillo, Magdalena; Uribe Echevarría, J.
Cementos de ionómeros vítreos y cermets. En: Uribe Echevarría, J. *Operatoria dental: ciencia y práctica*. Avances médico – dentales ed. Cap.7, P. 195 – 205.

42. Cabral, Julio R.; Spadilero, Mirta; Uribe Echevarría, J.
Sistemas resinosos compuestos. En: Uribe Echevarría, J. *Operatoria dental: ciencia y práctica*. Avances médico – dentales ed. Cap.8, P. 207 – 230.
43. Cabral, Julio Rafael et al.
Grabado dentinario: ¿procedimiento riesgoso? Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1995 jul / sept; 83 (3): 184 – 91. ILUS.
44. Campos, Edson Alves de et al.
Evaluación de la formación de brechas cervicales utilizando sistemas de adhesivos dentinarios de cuarta generación simplificada. Rev. Fola / Oral. 2000 jan / jun; VI (17): 24 – 27.
45. Carvalho, R. M. et al.
A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper. Dent. 1996 jan / feb; 21 (1): 17 – 24.
46. Carvalho Chain, M.
Unidades fotoactivadoras de luz visible – fotopolimerizadores -. En: Baratieri, Luiz N. *Estética*. São Paulo, Santos Livraria Ed., 1998. Cap. 5, P. 114 – 133.
47. Castañeda, Juan Carlos.
Paradigmas de la Odontología adhesiva.
Rev. Mundo Odont. Lima (Perú). 1999 ago; VII (36): 24 - 27
48. Cattani – Lorente, M. A. et al.
Effect of water on the physical properties of resin – modified glass – ionomer cements.
Dent. Mater. 1999 jan; 15 (1): 71 – 78.
49. Cefaly, D. F. G. and Navarro, M. F. L.
Diametral tensile strength of resin – modified and conventional glass – ionomer luting cement. Dent. Mat. 1998; 8 (1): 107 – 113.
50. Chen, H. Y., Manhart, J. et al.
Polymerization contraction stress in light – cured packable composite resins. Dent. Mater. 2001 may; 17 (3): 253 – 259.
51. Chow, L. C. and Vogel, G. L.
Enhancing remineralization. Oper. Dent. 2001; 6: 27 – 38.
52. Christensen, Gordon J., D.D.S., M.S.D., PH. D.
Compómeros vs ionómeros vítreos reforzados con resina. JADA (Ed. Arg.) 1997 jul/ago; 1 (3): 55 – 56.
53. Clinical research associates Newsletter.
Liberación de flúor en Materiales dentales. Clin. Res. Ass. Newslet. Edic. Esp. 1994 jun; 8 (6): 2.

54. Clinical research associates Newsletter.
Adhesión de resina a dentina, los sistemas más novedosos. Clin. Res. Ass. Newslet. Edic. Esp. 1996 jul; 10 (7): 1 – 4. ILUS.
55. Clinical research associates Newsletter.
Nuevas lámparas de fotocurado, alta intensidad vs intensidad múltiple, estado de informe. Clin. Res. Ass. Newslet. 1999 jun; 13 (7 – 8): 1 – 6.
56. Clinical research associates newsletter.
Lámparas polimerizadoras de resina. Clin. Res. Ass. Newslet. 2000; 14 (7): 1 – 4.
57. Condon and Ferracane.
Polymerization contraction stress of commercial composites. J. Dent. Res. 77 (SPEC ISS B) abstr. 1998; Nro. 59.
58. Consejo de Materiales Dentales de la American Dental Association (A.D.A.)
Categorización de resinas para restauración. 1977; Especificación N° 27
59. Council of Dental Materials. Instruments and equipment.
Visible light – curing composites and activating units. J. Am. Dent. 1985; 110: 100 – 103.
60. Council of Dental Materials. Instruments and equipment.
Specification N° 27 for direct filling materials. J. Am. Dent. 1997; 94: 1191 – 1195.
61. Cunningham, Michael P. and Meiers, Jonathan, C.
Efecto de los desinfectantes dentinarios en la fuerza de adhesión de los ionómeros de vidrio de resina modificada. Quint. Esp. 1998 abr; XI (4): 213 – 219.
62. Davidson, C. L. and De Gee, A. J.
Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. J. Dent. Res. 1984; 63: 146 – 152.
63. Davidson and Feilzer.
Polymerization shrinkage in polymer based restoratives. J. Dent. Res. 1997; 25 (6): 435 – 440.
64. De Gee, A. J. and Smith, A.
A modified dilatometer recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. J. Dent. 1981; 9: 139 – 143.
65. De la Macorra, J. C., Miguel, A.
Propuesta de reformulación del “factor de configuración”. J. Dent. Res. 1987; 66 (11): 1636 – 1639.
66. De la Macorra García, J. C.
Nuevos materiales a base de vidrio ionómero: vidrios ionoméricos híbridos y resinas compuestas modificadas. Rev. Europ. Odontoestomatol. 1995 sept / oct; VII (5): 259 – 272.

67. Del Nero, M. O. et al.
Estudio in vitro de las variaciones de la permeabilidad dentinaria tras la obturación mediante cementos de vidrio ionómero fotopolimerizable. Av. Odontoestomatol. 1994; 10: 677 – 683.
68. De Magalhaes, C. S. et al.
Volumetric microleakage assessment of glass – ionomer – resin composite hybrid materials. Quint. Int. 1999 feb; 30 (2): 117 – 21.
69. Doniez S. et al.
Estudio comparativo de la resistencia al clivaje de dos cementos de resina. Odontol. Chil. 1996 jun; 4 (1): 40-5.
70. Donly, K. J. and Segura, A.
Fluoride release and caries inhibition associated with a resin – modified glass – ionomer cement at varying fluoride loading doses. Am. J. Dent. 2002 feb; 15 (1): 8 – 10.
71. Duke, E. S. and Lindemuth, J. S.
Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. Am. J. Dent. 1991; 4: 241 – 245.
72. Edelberg, Martín.
Ionómeros vítreos. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental: Restauraciones.* 5° edic. Buenos Aires (Argentina). 1993. Cap. 10. P. 220 – 227.
73. Edelberg, Martín.
Los próximos pasos: ionómeros vítreos y compómeros. Novedades SODYMAD (A.O.A.) 2001 abr; 5 (3).
74. Eick, David J.
Propiedades físicas y mecánicas. En: O'Brien – Ryge. *Materiales dentales.* Buenos Aires (Argentina). Panamericana ed. 1980. Cap. 2. P. 122 – 134.
75. Eick, J. Scott J. et al.
Adhesivos y resinas dentales sin contracción del futuro. Quint. Esp. 1995 may; VIII: 294 – 302.
76. Eliades, G.
Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J. Dent. 1994; 22: 73 – 76.
77. Ellingsen, J. E.
Scanning electron microscope and electron microprobe study of reactions of stannous fluoride and stannous chloride with dental enamel. Scand. J. Dent. Res. 1986; 94: 299 – 305.

78. Erickson, R. L.
Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper. Dent. 1992; 5: 81 – 94.
79. Erickson, R. L.
Tooth surface treatment with glass ionomers and resins composites. Am. J. Dent. 1994 oct; 7 (5): 279-285.
80. Farah, C. S.; Orton, V. G. et al.
Shear bond strength of chemical and light – cured glass ionomer cements bonded to resin composites. Aust. Dent. J. 1998 apr; 43 (2): 81 – 6.
81. Farah, J. W. y Powers, J. M.
Dental Advisor. 2002; (15): 1 – 4.
82. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.
Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoratives. J. Dent. Res. 1987; 66: 1636 – 1644.
83. Feilzer and Davidson.
Curing contraction of composites and glass ionomer cements. J. Prost. Dent. 1988; 59 (3): 297 – 300.
84. Feilzer, A. et al.
Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. Dent. Mat. 1990; 167 – 171.
85. Fernandez Serventi, Héctor.
Los fenómenos En: Fernandez Serventi, Héctor. *Química general e inorgánica*. 14° edic. Buenos Aires (Argentina) Losada ed. 1979. Cap. 3. P. 32 - 40
86. Ferrer Luque, Carmen et al.
Microfiltración en cavidades de clase V obturadas con ionómeros fotopolimerizables. Rev. Europ. Odontoestomatol. 1995 ag; 7 (4): 207 – 212.
87. Fesquet Alberto, J.
Los metales, la metalurgia, observación y experimentación. En: Fesquet Alberto, J. *Ciencias físico, químicas y naturales*. Buenos Aires (Argentina). Kapelusz ed. 1931. Cap. 42. P. 110 – 152.
88. Fortin, D. et al.
Bonding of resin composites to resin – modified glass ionomers. Am. J. Dent. 1995 aug; 8 (4): 201 – 4.
89. Franchi, Marco y Breschi, Lorenzo.
Efectos de las soluciones de grabado ácido sobre el esmalte y dentina humanos. Quint. Esp. 1996 ago / sept; IX (7): 421 – 425.

90. Friedl, K. H. et al.
Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. Oper. Dent. 1995; 20: 74 – 80.
91. Fritz, U. B.; Finger, W. J.; Uno, S.
Adaptación marginal de vítreo ionómero resina (V.I.R.) empleando adhesivos en cavidades dentarias. Am. J. Dent. 1996 dec; 9 (6): 253 – 258.
92. Fusayama, T.
Two layers of carious dentin: diagnosis and treatment. Oper. Dent. 1979; 4: 63 – 73.
93. García Barbero et al.
Obturación combinada de composite y amalgama. Pruebas de fuerza adhesiva y microfiltración. Rev. Europ. de Odontoestomatol. 1994 may / jun; 6 (3): 139-46.
94. Gil P., María de los Angeles.
Compómero: ¿vidrio ionomérico modificado con resina o resina modificada con vidrio ionomérico? Acta Odontol. Venez. 2001; 39 (1): 57 – 60.
95. Gladys, S. et al.
Resin - modified glass ionomer characterizations. Rev.Belg Med.Dent.1996;51(3): 22 – 35.
96. Gordan V. V.
Effect of conditioning times on resin – modified glass – ionomer bonding. Am. J. Dent. 2000 feb; 13 (1): 13 – 16.
97. Gotjamanos, T.
Pulp response in primary teeth with deep residual caries treated with silver fluoride and glass ionomer cement. Aust. Dent. J. 1996 oct; 41 (5): 328 – 34.
98. Gotjamanos, T. and Afonso, F.
Unacceptably high levels of fluoride in commercial preparations of silver fluoride. Aust. Dent. J. 1997 feb; 42 (1): 52 – 53.
99. Gotjamanos, T.
Safety issues related to the use of silver fluoride in pediatric dentistry. Aust. Dent. J. 1997 jun; 42 (3): 166 – 168.
100. Gotjamanos, T. and Orton, V.
Abnormally high fluoride levels in commercial preparations of 40 percent silver fluoride solution: contraindications for use in children. Aust. Dent. J. 1998 dec; 43 (6): 422 – 7.
101. Gotjamanos, T. et al.
Potential of 4 per cent silver fluoride to induce fluorosis in rats: clinical implications. Aust. Dent. J. 1998 dec; 43 (6): 422 – 7.

102. Grayson, W. and Marshall Jr.
Dentina: microestructura y caracterización Quint. Esp. 1995 mar; VIII (3): 160 – 171.
103. Greenhill, J. D. and Pashley, D.
The effects of desensitizing agent on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. J. Dent. Res. 1981; 60: 686 – 698.
104. Grippo, J. O.
Abfraction, a new classification of hard tissue lesions. J. Esthet. Dent. 1991; 3: 14 – 19.
105. Gurgan, S.; Bolay, S. et al.
Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. J. Oral Rehabil. 1999 oct; 26 (10): 836 – 40.
106. Guzmán – Armstrong, S. et al.
Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin – dentin interface. Oper. Dent. 2003; 28: 60 – 66.
107. Gwinnett, A. J.
Adhesivos dentales. En: Baratieri, Luiz N. *Estética.* São Paulo, Santos Livraria Ed., 1998. Cap. 3, P. 57 – 72.
108. Hagge, M. S.; Lindemuth, J. S. et al.
Effect of refrigeration on shear bond strength of three dentin bonding systems. Am. J. Dent. 1999 jun; 12 (3): 131 – 3.
109. Hallet, K.B. et al.
Microleakage of resin - modified glass ionomer cement restorations: an in vitro study. Dent. Mater. 1993 sept; 9 (5): 306 – 11.
110. Hansen, S. E. et al.
Permeability effects of two dentin adhesive systems. J. Esthet. Dent. 1992; 4: 169 – 172.
111. Harry, Albers F.
Efectos secundarios de la luz de polimerización. Odontología estética. Barcelona (España). Labor. S. A. Ed. 1988. P. 72 – 6.
112. Hassegawua, T.; Retief, D. H.
Quantitative microleakage of some dentinal bonding restorative systems. Dent. Mater. 1993; 9: 114 – 117.
113. Hattab, F. N. et al.
Estudio in vivo de la liberación de flúor de un cemento de ionómero de vidrio. Quint. Esp. 1992; 5: 437 – 40.

114. Herrera, M. et al.
Antibacterial activity of resin adhesives, glass ionomer and resin – modified glass ionomer cements and a compomer in contact with dentin caries samples. Oper. Dent. 2000 jul / aug; 25 (4): 265 – 269.
115. Hogan, Lucinda C. and Burrow, Michael F.
The microtensile strength of bonding resins. Aust. Dent. J. 2001; 46 (3): 194 – 197.
116. Hosoya, Y.
Effect of acid etchants and restorative resin penetration into primary dentin after diammine silver fluoride application (1). Shoni - shikagaku – zasshi. 1985; 23 (3): 651 – 65.
117. Hosoya, Y., Aritomi, K.; Goto, K.
Pulpal response to diammine silver fluoride. (2). Application on exposed pulps. Shoni Shikagaku Zasshi. 1990; 28 (2): 327 – 37.
118. Irie, M. y Suzuki, K.
Water storage effect on the marginal seal of resin – modified glass – ionomer restorations. Oper. Dent. 1999 sept / oct; 24 (5): 272 – 278.
119. Irie, M. y Suzuki, K.
Marginal seal of resin – modified glass ionomers and compomers: effect of delaying polishing procedure after one – day storage. Oper. Dent. 2000 nov / dec; 25 (6): 488 – 496.
120. Iwami, Y.; Yamamoto, H. et al.
Effect of enamel and dentin surface wetness on shear bond strength of composites. J. Prosthet. Dent. 1998 jul; 80 (1): 20 – 6.
121. Jost – Brinkmann, P. G.; Bohme, A.
Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. J Adhes Dent 1999; 1 (3): 243 – 53.
122. Kameta y Fernández.
Acciones farmacológicas y terapéuticas del fluoruro de plata. Rev. Fac. Odontol. Univ. México. 1979; 7 (25): 19 – 20.
123. Kanca, J.
Resin bonding to wet substrato. I bonding to dentin. Quint. Int. 1992; 23: 39 – 41.
124. Kanca, J. III
Adhesión de las resinas a un sustrato húmedo (II). Unión al esmalte (Trad). Quint. Esp. 1994 abr; 7 (4): 237-9.
125. Kanca, J. and Sandrik, J.
Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. Am. J. Dent. 1998; 11: 154 – 159.

126. Kanca, J. and Suh, B. I.
Pulse activation: reducing resin – based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. Am. J. Dent. 1999; 12 (3): 107 – 112.
127. Kelsey, William P. III et al.
Bond strengths to enamel and dentin with indirect and direct resin composites. Am. J. Dent. 1996 jun; 9 (3): 105 – 108.
128. Kerby, R. E. and Knobloch, L.
The relative shear bond strength of visible light – curing and chemically curing glass – ionomer cement to composite resin. Quint. Int. 1992 sept; 23 (9): 641 – 4.
129. Kerby, R. E.; Knobloch, L. et al.
Strength properties of visible – light – cured resin – modified glass – ionomer cements. Oper. Dent. 1997 mar / apr; 22 (2): 79 – 83.
130. Kim, Y. et al.
Physical properties of resin – modified glass – ionomers. Dent. Mater. J. 1998 mar; 17 (1): 68 – 76.
131. Klein, U.; Kanellis, M.J.; Drake, D.
Effects of four anticaries agents on lesion depth progression in an in vitro caries model. Pediatr Dent. 1999 may / jun; 21 (3): 176 – 80.
132. Koran, P. and Kurschner, R.
Effect of sequential versus continuous irradiation of a light – cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. Am. J. Dent. 1998; 10: 17 – 22.
133. Koh – Sheila et al.
Tensile bond strengths of fourth and fifth generation dentin adhesives with packable resin composites. J. Esthet. Res. Dent. 2001; 13 (6): 379 – 386.
134. Kurachi, C. et al.
Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED – based devices. Dent. Mat. 2001; 17: 309 – 315.
135. Kurosaki, N. et al.
Efecto del grabado de la dentina sobre el suelo de la cavidad. Quint. Esp. 1991; 4: 3 – 12.
136. Labella, R. et al.
Monomethacrylate co – monomers for dental resins. Europ. J. Oral Sc. 1998; 106: 816 – 824.
137. Lee, S. I. et al.
Pulp response to bases and cavity depth. Am. J. Dent. 1992; 5: 64 – 68.

138. Lee, S. Y. and Lin, C. T.
Storage effect on dentine structure and on resultant composite bond strengths. J. Oral Rehabil. 1997 nov; 24 (11): 823 – 834.
139. Leinfelder, Karl.
Changing restorative traditions: the use of bases and liners. JADA. 1994; 125: 65 – 67.
140. Leirskar, J.; Oilo, G. et al.
In vitro shear bond strength of two resin composites to dentin with five different dentin adhesives. Quint. Int. 1998 dec; 29 (12): 787 – 92.
141. Li, J. et al.
Flexure strength of resin – modified glass – ionomer cements and their bond strength de dental composites. Acta Odontol. Scand. 1996 feb; 54 (1): 55 – 8.
142. Llamas, R. Y. et al.
Desensibilización dentinaria con fluoruro sódico al 2% durante la preparación cavitaria. Rev. Europ. Odontoestomatol. 1991; 3: 171 – 176.
143. Lovell, L. G. et al.
The effects of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. J. Dent. Res. 1999 aug; 78 (8): 1469 – 76.
144. Lutri, M. S. et al.
Adaptación de sistemas resinosos compuestos polimerizados con distintos rangos de emisión lumínica. XXVIII Reunión anual de I.A.D.R. 1995 oct 19 – 21.
145. Macchi, M. Eleonora.
Composites: tipos y selección. En: Macchi, Ricardo L. *Materiales dentales.* 3° edición. Buenos Aires (Argentina). Panamericana Ed. 2000. Cap. 21, P. 657 – 662.
146. Macchi, Ricardo L.
Materiales dentales: fundamentos para su estudio. 2° edic. Buenos Aires. Ed. Médica Panamericana. 1988. Cap. 2.
147. Macchi, Ricardo L.
Materiales dentales: fundamentos para su estudio. 2° edic. Buenos Aires. Ed. Médica Panamericana. 1988. Cap. 7.
148. Macchi, Ricardo L.
Adhesión a estructura dentaria. En: Barrancos Mooney, Julio. *Operatoria dental: Restauraciones.* 5° edic. Buenos Aires (Argentina). 1993. Cap. 9. P. 209 – 219.
149. Macchi, Ricardo L.
Los próximos pasos: adhesión de composite a estructuras dentinarias. Novedades SODYMAD (A.O.A.) 2001 abr; 5 (2).

150. Marshall, G. W.
Dentina: microestructura y caracterización. Quint. Esp. 1995 ; 8: 160 – 171.
151. Martínez Insúa et al.
Las resinas adhesivas en la interfase amalgama - composite: un estudio de mecanismos de fractura y resistencia a la flexotracción. Av. Odontoestomatol. 1995 mar; 11 (2): 117-22.
152. Mazaoui, S. A. et al.
Fluoride release from glass ionomer cements and resin composites coated with a dentin adhesive. Dent. Mat. 2000 oct; 16: 166 – 171.
153. Mc Comb, D. et al.
A clinical comparison of glass ionomer, resin – modified glass ionomer and resin composite restorations in the treatment of cervical caries in xerostomic head and neck radiation patients. Oper. Dent. 2002; 27: 430 – 437.
154. Mc Lean, J. W. et al.
The use of glass ionomers cements in bonding composite resins to dentine. Br. Dent. J. 1985; 158: 410 – 414.
155. Mc Lean, J. W.
Comparación entre adhesivos dentinarios y cementos de ionómero de vidrio. Quint. Int. 1996; 27 (10): 659 – 667.
156. Mc Lean, J. W.
Dentinal bonding agents versus glass - ionomer cements. Quint.Int. 1997 oct; 27 (10): 659 – 67.
157. Mejers, J. C. et al.
Microleakage of packable composite resins. Oper. Dent. 2001; 6: 27 – 38.
158. Michelich, V. et al.
Dentin permeability: a comparison of functional versus anatomical tubular radii. J. Dent. Res. 1978; 57: 1019 – 1024.
159. Mitra, S. B. and Kedrowski, B. L.
Long – term mechanical properties of glass ionomers. Dent. Mat. 1994 mar; 10: 78 – 82.
160. Miyazaki, M. et al.
Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. Am. J. Dent. 1995 oct; 8 (5): 245 – 248.
161. Miyazaki, M. et al.
Resin – modified glass ionomers: dentin bond strength versus time. Oper. Dent. 1998 mar / apr; 23 (3): 144.

162. Mjör, I. A.
Glass ionomer cement restorations and secondary caries: a preliminary report. Quint. Int. 1996; 27: 171 – 174.
163. Moritani, Y. et al.
Clinical evaluation of diammine silver fluoride (Saforide) in controlling caries of deciduous teeth. Rinsho – Shika, Kyoto, 1970; 266 (3): 48 – 53.
164. Mota Pacheco et al.
Evaluación de la filtración marginal de diferentes materiales adhesivos en lesiones cervicales: experiencia in vitro. Odontol. Urug. 1995; 44 (2): 9 – 13. TAB
165. Mount, Graham J.
Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Barcelona (España). Salvat ed. 1990. Cap. 1, P. 1 – 24.
166. Mount, Graham J.
Glass – ionomer cements: past, present and future. Oper. Dent. 1994; 19: 82 – 86.
167. Mount, Graham, J.
Longevidad de las restauraciones de ionómeros de vidrio: revisión de una técnica de éxito. Quint. Esp. 1998 oct; XI (8): 507 – 514.
168. Munksgaard E.C. Asmussen, E. e Irie, M.
Dentin polymer bond promoted by gluma and various resins. J. Dent Res. 1985; 64: 1409 – 1411.
169. Munro, G. A. et al.
In vitro microleakage of etched and rebonded class V composite resin restorations. Oper. Dent. 1996 sept / oct; 21 (5): 203-8.
170. Murata, H.; Ishikawa, K.; Tenshin, S. et al.
Fluoridation of hydroxyapatite powder by ammonium hexafluorosilicate. Caries Res. 1996; 30 (6): 465 – 70.
171. Nakabayashi Nobuo.
Adhesive bonding with 4 – META. Oper. Dent. 1992; 5: 125 – 130.
172. Neo, J. C. et al.
Effects of polymerization technique on uniformity of cure of large – diameter, photo – initiated composites resin restorations. J. Am. Dent. Assoc. 1986; 113: 905 – 909.
173. Nicholls, Jack.
Dentine bonding agents – shake, shake, shake the bottles. Quint. Int. 1998; 28 (11): 761
174. Nicholson, John W. and Croll, Theodore P.
Los cementos de ionómero de vidrio en Odontología restauradora. Quint. Esp. 1999 ene; XII (1): 13 – 22.

175. Nicholson, John W. and Croll, Theodore P.
Cementos de ionómero de vidrio en la Odontología restauradora. Quint. Esp. 2000 abr; XIII (4): 225 – 34.
176. Nishino, M.
Studies on the topical application of ammoniacal silver fluoride for the arrestment of dental caries. J. Osaka Univ. Dent. Sch. 1969 jun; 14 (2): 1 – 14.
177. Novero, Lorenzo P.
Resinas compuestas para el sector posterior. Resinas de última generación: composites multipropósito, condensables e inteligentes. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1999 jul / oct; 87 (4 / 5): 426 – 431.
178. Novero, Lorenzo P.
Polimerización de las resinas compuestas. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 2001 mar/abr; 89 (2): 185 – 191.
179. Ogata, M. et al.
Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. Oper.Dent. 2001; 26: 27–35.
180. Organización Mundial de la Salud.
Fluoruros y salud. Rev. de la O.M.S. 1972. P. 359.
181. Opinya, G. N. and Pameijer, C. H.
Tensile bond strength of fluorested kenyan teeth using the acid etch technique. Int. Dent. J. 1986; 36: 225 – 9.
182. Park, S. H. and Kim, K. Y.
The anticariogenic effect of fluoride in primer, bonding agent, and composite resin in the cavosurface enamel area. Oper. Dent. 1997 may / jun; 22 (3): 115 – 120.
183. Pashley, D. H.
Dentin permeability: theory and practice. En: Spangberg, L. S. W. *experimental endodontics*. Boca Raton (U.S.A.) CRC press, Inc. 1990. P. 19 – 49.
184. Pashley, D. H. et al.
Interactions of conditioners on the dentin surface. Oper. Dent. 1992; 5: 137 – 142.
185. Pashley, David H. et al.
Permeabilidad de la dentina a los agentes adhesivos. Quint. Esp. 1995 abr; VIII (4): 223 – 236.
186. Pashley, D. H.; Carvalho, R. M.
Permeabilidad y adhesión a la dentina. J. Dent. 1998; 25 (5): 114 – 120.

187. Pashley, David et al.
The microtensile bond test: a review. J. Adhes. Dent. 1999; 1 (4): 299 – 309.
188. Perdigao, João et al.
In vitro bond strengths and sem evaluation of dentin bonding system to different dentin sustrates. J. Dent. Res. 1994; 73: 44 – 55.
189. Perdigao, João y Lopes, M.
The effect of etching time on dentin demineralization. Quint. Int. 2001; 32 (1): 19 – 26.
190. Pereira, P. N. et al.
Adhesion of resin – modified glass ionomer cements using resin bonding systems. J. Dent. 1998 jul / aug; 26 (5 – 6): 479 – 485.
191. Pereira, P. N.; Sano, H. et al.
Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin – modified glass ionomer cements. J. Dent. 2000 jun; 28 (5): 347 – 354.
192. Peutzfeldt, A.
Quantity of remaining double bonds of diacetyl – containing resins. J. Dent. Res. 1994; 73: 511 – 515.
193. Pilo, R. et al.
Effect of preliminary treatment of the dentin surface on the shear bond strength of resin composite to dentin. Oper. Dent. 2001; 26: 569 – 575.
194. Pioch, Thomas et al.
Influence of etching time in development of hibrid layer and bond strength. Am. J. Dent. 1998 oct; 11 (5): 202 – 206.
195. Pires, José Antonio et al.
Efectos de la distancia de la punta de fotopolimerización sobre la intensidad de la luz y la microdureza de las resinas compuestas. Quint. Esp. 1995; 8 (3): 154 – 9.
196. Pólvara, Beatriz et al.
MEB: Efecto del grabado ácido aplicado sobre dentina remineralizada con cariostático. Rev. Asoc. Argent. Ort. 2002 ene/dic; XLI (1): 25 – 31.
197. Powell, G. L. y Blankenau, R. J.
Effects of Ar laser curing dentin shear bond strength. J.Clin.Med.Surg.1996;14(3): 111 – 7.
198. Price, R. B. et al.
Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. J. Can. Den. Assoc. 2000 jan; 66 (1): 35 – 9.

199. Rauschenberger, C. R.
Permeabilidad dentinaria. Ramificaciones clínicas. Clin. Odont. Nort. 1992; 2: 539 – 555.
200. Revista Odontológica hoy
Propiedades antibacterianas de los primers de dentina. Rev. Odont. Hoy. 1999 mar; 6 (29): 14 – 16.
201. Retief, D. H. et al.
Shear bond strength required to prevent microleakage at the dentin – restoration interface. Am. J. Dent. 1994; 7 (1): 44 – 46.
202. Riutord Sbert, P. et al.
Estudio de la interfase composite – pared gingival en obturaciones de clase II mediante microscopio electrónico. Rev. Europ. Odontoestomatol. 1996 mar / abr; 8 (2): 101 – 106.
203. Rodrigues J. A. et al.
In vitro microleakage of glass – ionomer composite resin hybrid materials. Oper. Dent. 1999; 24: 89 – 95.
204. Roig Cayón, Miguel et al.
Consideraciones generales sobre el uso clínico de los adhesivos dentinarios. Oper. Dent. Endod. 1997; 1 (1): 10 – 15.
205. Rueggeberger, F. A. et al.
Factors affecting cure and depths within light – activated resin composites. Am. J. Dent. 1993; 6: 91 – 95.
206. Ruidia, Claudia; Faciano, A. M.
Composites compactables. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 2000 mar / abr; 88 (2): 179 – 182.
207. Ruyter, L. E.
The chemistry of adhesive agents. Oper. Dent. 1992; 5: 32 – 38.
208. Safar, J. A. et al.
Effect of saliva contamination on the bond of dentin to resin – modified glass – ionomer cement. Oper. Dent. 1999 nov / dec; 24 (6): 351 – 357.
209. Sakaguchi, R. L. et al.
Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J. Dent. 1992; 20: 183 – 188.
210. Sakaguchi, R. and Berge, H.
Reduced light energy density decreases post – gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. J. Dent. 1998; 26 : 695 – 700.

211. Sandoval, V. A. et al.
Evaluation of potassium oxalate as a cavity liner. J. Prosthet. Dent. 1989; 62: 283 – 287.
212. Sano, H. et al.
Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J. Dent. Res. 1999; 78 (4): 162 – 167.
213. Schilleberg, U. et al.
Numerical density of dentinal tubules at the pulpal wall of human. J. Endodon. 1992; 18: 104 – 109.
214. Schwartz, J. et al.
Reducing microleakage with the glass ionomer resin sandwich technique. Oper. Dent. 1990; 15: 1286 – 92.
215. Scott, J. H. y Symons, N. B. B.
Introducción a la anatomía dentaria. Octava edic. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1980. Cap. 3. *Desarrollo precoz de los dientes.* P. 62 – 85.
216. Scott, J. H. y Symons, N. B. B.
Introducción a la anatomía dentaria. Octava edic. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1980. Cap. 12. *Dentina.* P. 217 – 246.
217. Seltzer, S. and Bender, J. B.
La pulpa dental. Consideraciones biológicas en los procedimientos operatorios. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1970.
218. Shmizu, A.
Effect of diammine silver fluoride on recurrent caries. J. Japan Conserv. Dent. 1974; 17 (1): 183 – 201.
219. Shmizu y Kawagoe.
Effects of four anticaries agents on lesion of depth in an in vitro caries model. J. Osaka Dent. Sch. 1976; 16: 103 – 109.
220. Sidhu, S. K. et al.
Efectos de la contracción de maduración y deshidratación en las restauraciones de ionómeros vítreos modificados con resinas. J. Dent. 1997 aug; 76 (8): 1495 – 1501.
221. Sidhu, S. K. et al.
Failure of resin – modified glass – ionomers subjected to shear loading. J. Dent. 1999 jul; 27 (5): 373 – 81.
222. Sidhu, S. K. et al.
The morphology and stability of resin – modified glass – ionomer adhesive at the dentin/ resin – based composite interface. Am. J. Dent. 2002 apr; 15 (2): 129 – 36.

223. Silverstone, L. M. et al.
Fluoruros: equilibrio sistémico y mecanismos cariostáticos.
En: Silverstone, L. M. *Caries dental. Etiología, patología y prevención.* México, El Manual Moderno Ed., 1985. Cap. 10, P. 207 – 225.
224. Silverstone, L. M. et al.
Prevención de la caries mediante el incremento de la resistencia del diente.
En: Silverstone, L. M. et al. *Caries dental. Etiología, patología y prevención.* México, El Manual Moderno Ed., 1985. Cap. 12, P. 248 – 274.
225. Simpson, M. D. et al.
Effect of aluminium oxalate / glycine pretreatment solutions on dentin permeability. Am. J. Dent. 1992; 5: 324 – 328.
226. Skinner, E. W. and Phillips, R. W.
La ciencia de los materiales dentales. 6° edic. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1970.
Cap. 3. *Propiedades físicas de los materiales dentales.* P. 42 – 63.
227. Smith, Dennis C.
Cementos dentales. En: O'Brien – Ryge. *Materiales dentales.* Buenos Aires (Argentina). Panamericana ed. 1980. Cap. 12. P. 122 – 134.
228. Souza Costa, C. A.; Hebling, J.; Giro E. M. A.
Por que usar acidos e adesivos dentinarios sobre o complexo dentino pulpar. Jornal G.B.P.D. 1997 jun; 4 (7): 6 – 7.
229. Spencer, P. et al.
Chemical characterization of the dentine / adhesive interface by Fourier Transform Infrared Photoacoustic Spectroscopy. Dent. Mater. 1992; 8: 10 – 18.
230. Staninec, M. and Kawakami, M.
Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. Dent. Mat. 1993; 9 (3): 204 – 208.
231. Stanley, H. R. et al.
The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. J. Oral Pathol. 1983; 12: 257 – 272.
232. Suñol Periu, L. et al.
Sistemas de polimerización mediante radiaciones ionizantes de gas xenon. Luz plasma. Quint. Esp. 1999; 12 (5): 317 – 20.
233. Suzuki, T.
Studies on topical application of diammine silver fluoride for the preventive and arrestment of dental caries in human molars. J. Japan Pedod. 1973; 11 (1): 33 – 54.

234. Suzuki, T. et al.
Effects of $Ag(NH_3)_2F$ on plaque formation. J. Dent. Res. 1974; 55 special issue D 174.
235. Suzuki, T. et al.
Mechanism of antiplaque action of diammine silver fluoride. J. Osaka Univ. Dent. Sch. 1976; 16 (3): 87 – 95.
236. Swift, E. J. et al.
Shear bond strenghts of resin - modified glass - ionomer restorative materials. Oper. Dent. 1995 jul / aug; 20 (4): 138-43.
237. Swift, E. J. et al.
Shear bond strenghts of one - bottle dentin adhesives using multiple applications. Oper. Dent. 1997 sept / oct; 22 (5): 194-9.
238. Tagami, J. et al. (a)
Correlation among dentin depth permeability and bond strength of adhesive resins. Dent. Mat. 1990; 6: 45 – 50.
239. Tagami, J. et al. (b)
Effects of various pretreatments for dentin bonding on dentin permeability. Shika Zairko Kikal, 1990; 240 – 246.
240. Tam, L. E. y Yim, D.
Effect of dentine depth on the fracture toughness of dentine - composite adhesive interfases. J. Dent. 1997 may / jul; 25 (3-4): 339-46.
241. Tam, L. E. and Pilliar, R. M.
The effect of interface stiffness on dentin – composite interfacial fracture resistance. J. Dent. 2000; 28: 487 – 493.
242. Tay, F. R. et al.
The over wet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid - conditioned, resin - dentin interfase. Am. J. Dent. 1996 aug; 9 (4): 161-6.
243. Ten Cate, A. R.
Histología oral. Desarrollo, estructura y función. 2º edic. Buenos Aires (Argentina). Ed. Médica Panamericana. 1986.
244. Ten Cate, J. M. and Featherstone, J. D. B.
Mechanistic aspect of the interaction between fluoride and dental enamel. Crit. Rev. Oral Biol. 1991; 2: 283.
245. Thylstrup, A. aand Fejerskov, O.
Clinical appearance of dental fluorosis in permanent teeth in relation to histologic changes. Community Dent. Oral Epidemiol. 1978; 6: 315 – 28.

246. Tjan, A. H. L. y Tan D. E.
Microfiltración en los márgenes gingivales de restauraciones de composite de clase V reselladas con distintas resinas de baja viscosidad. Quint. Esp. 1993 mar; 6 (3): 139-47.
247. Triana, R. et al.
Dentin bond strenght of fluoride releasing materials. Am. J. Dent. 1994 oct; 7 (5): 252-4.
248. Triolo, P. T. et al.
Shear bond strenghts of composite to dentin using six dental adhesive systems. Oper. Dent. 1995 mar / abr; 20 (2): 46-50.
249. Tung, M. S. et al.
Effects of calcium phosphate solutions on dentin permeability. J. End. 1993; 19: 383 – 387.
250. Uno, S. and Asmussen, E.
Selected variables in bonding to dentin. Scand. J. Dent. Res. 1992 apr; 100 (2): 130 – 2.
251. Unterbrink and Mussner.
Influence of light intensity on two restorative systems. J. Dent. 1994; 23: 183 – 189.
252. Uribe Echevarría, J. et al.
Acción y penetración en dentina de los acondicionadores dentinarios. XXVII Reunión Anual de la División Argentina Asociación Internacional de Investigación (D.A.I.I.O.), y la International Association for dental research (I.A.D.R.). 1994 oct 20 – 22. Córdoba (Argentina).
253. Uribe Echevarría, J. et al.
Adaptación de vítreo ionómeros resinas en relación al tipo de fraguado – polimerización utilizado. XXIX Reunión Anual de la División Argentina Asociación Internacional de Investigación (D.A.I.I.O.), y la International Association for dental research (I.A.D.R.). 1996 oct 27 – 29. Entre Ríos (Argentina).
254. Uribe Echavarría, Jorge.
Estado actual de la adhesión y los adhesivos dentinarios. 2° Congreso de la Asociación Peruana de Odontología Restauradora y Biomateriales. 7° Reunión latinoamericana de Operatoria dental y biomateriales. Resúmenes de cursos y conferencias. Henostroza Haro ed. Lima, (Perú) 2000 mar; 1: 11 – 13.
255. Van Louveren, C.
The antimicrobial action of fluoride and its role in caries inhibition. J. Dent. Res. 1990; 69: 676 – 683.
256. Van Meerbeck, B. et al.
Comparative sem and tem examination of the ultrastructure of the resin – dentin interdiffusion zone. J. Dent. Res. 1993; 72: 495 – 501.

257. Van Meerbeek, Bart; Perdigao, João et al.
Adhesión a esmalte y dentina. En: Schwartz, S. et al. *Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo*. Actualidades médico – odontológicas latinoamericanas ed. 1999. Cap. 6, P. 141 – 186.
258. Varela Patiño, M. P.
Pruebas in vitro de la adhesión a dentina humana de los V.I.R. Avances en Odontoestomatol. 1994 oct; 10: 525 – 529.
259. Vargas, M.A. et al.
Microleakage of resin composites with wet versus dry bonding. Am. J. Dent. 1994 ag; 7 (4): 187 – 9.
260. Vargas, M.A. et al.
Bond strenghts of glass ionomers using a dentin adhesive. Am. J. Dent. 1995 aug; 8 (4): 197 – 200.
261. Versluis, A. et al.
Dodental composites always shrinktowards the lighth? J.Dent.Res.1998 jun;77(6):1435 – 45.
262. Walshaw, Paula and Mc Comb, Dorothy.
Clinical consideration about optimal dentin bond. Quint. Int. 1996; 27 (10): 619 – 625.
263. Wang, T. and Nakabayashi, N.
Effect of 2 – (methacryloxy) ethil phenyl hydrogen phosphate on adhesion to dentin. J. Dent. Res. 1991; 70: 59 – 66.
264. Wieczkowski, Jr. et al.
Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. Oper. Dent. 1992; 5: 62 – 67.
265. Wilder, A. D. et al.
Bond strength of conventional and simplified bonding systems. Am. J. Dent. 1998 jun; 11 (3): 114 – 117.
266. Willens, Guy.
Resinas compuestas. En: Baratieri, Luiz N. *Estética*. São Paulo, Santos Livraria Ed., 1998. Cap. 4, P. 73 – 113.
267. Williams, D. F. and Cunningham, J.
Adhesión. En: Williams, D. F. and Cunningham, J. *Materiales en la Odontología clínica*. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1982. Cap. 2. P. 67 – 86.
268. Williams, D. F. and Cunningham, J.
Materiales para obturaciones estéticas. En: Williams, D. F. and Cunningham, J. *Materiales en la Odontología clínica*. Buenos Aires (Argentina). Mundi ed. 1982. Cap. 5. P. 139 – 179.

269. Yamaga, R. et al.
Diammine silver fluoride and its clinical application. J. Osaka Univ. Dent. Sch. 1972 sept; 12: 1 – 20.
270. Yamaga, M.; Koide, T.; Hieda, T.
Adhesiveness of glass ionomer cement containing tannin – fluoride preparation (hy agent) to dentin – an evaluation of adding various ratios of hy agent and combination with application diammine silver fluoride. Dent. Mater. J. 1993 jun; 12 (1): 36 – 44.
271. Yap, A.U. et al.
Comparison of marginal sealing ability of new generation bonding systems. J. Oral Rehabil. 1998 sept; 25 (9): 666 – 71.
272. Yap, A. U. et al. (a)
Effects of aging on repair of resin – modified glass – ionomer cements. J. Oral Rehabil. 2000 may; 27 (5): 422 – 427.
273. Yap, A. et al. (b)
Polimerization shrinkage of visible light cured composite. Oper. Dent. 2000; 25: 98 – 103.
274. Yap, A. U. J. et al.
Effects of finishing / polishing techniques on microleakage of resin – modified glass ionomer cement restorations. Oper. Dent. 2003; 28: 36 – 41.
275. Yearn, J. A.
Factors affecting cure of visible light activated composites. Int. Dent. J. 1985; 35: 218 - 225
276. Yokoyama, K. et al.
Preventive effect of tooth fracture by pulsed nd: yag laser irradiation with diammine silver fluoride solution. J. Clin. Laser Med. Surg. 2001 dec; 19 (6): 315 – 8.
277. Yoshida, Y. et al.
Evidence of chemical bonding at biomaterial – hard tissue interfaces. J. Dent. Res. 2000 feb; 79 (2): 709 – 14.
278. Yoshikawa, T., Sano, H. et al.
Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J. Dent. Res. 1999 apr; 78 (4): 898 – 905.
279. Yoshikawa, T., Tagami, J., Burrow, M. F.
The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C factor cavities. J. Adhes. Dent. 2001 summer; 3 (2): 177 – 183.
280. Yoshiyama, M. et al.
Regional bonds strenghts of resins to human root dentine. J. Dent. 24 (6): 435-42, nov. 1996.

281. Yu, D. G.; Kimura, Y.; Fujita, A. et al.
Study on acid resistance of human dental enamel and dentin irradiated by semiconductor laser with $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ solution. J.Clin Laser Med. Surg. 2001 jun; 19 (3): 141 – 6.
282. Zanata, Regia Luzia et al.
Bond strength between resin composite and etched and non – etched glass ionomer fuerza. Braz. Dent. J. 1997; 8 (2): 73 – 78.
283. Zárate de Lutereau, S. et al.
Medición de la emisión lumínica de lámparas de luz visible. XXVII Reunión Anual de DAIIO. 1994 oct 20 – 22. Córdoba, (Argentina).
284. Zárate de Lutereau, S. et al.
Microanálisis Edax de filtración de nitrato de plata en sistemas resinosos adhesivos. XXVIII Reunión Anual de DAIIO. 1995 oct 19 – 21. Entre Ríos (Argentina).